



# UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA  
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO  
FUNDACIÓN HOSPITAL NUESTRA SEÑORA DE LA LUZ I.A.P.

**VISIÓN ARTIFICIAL HUMANA:  
SUBSTITUCIÓN SENSORIAL.**

**T E S I S**  
**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE**  
**CIRUJANO OFTALMÓLOGO**

**P R E S E N T A**  
**DR. LUIS OCTAVIO ORTIGOZA AYALA**

**ASESOR:**  
**DRA. GLORIA ALICIA CAMPOMANES EGUIARTE**

DR. JAIME LOZANO-ALCÁZAR



MÉXICO D.F.

2010



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.

## ÍNDICE GENERAL.

<b>OBJETIVO GENERAL.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>1</b>
<b>ALCANCES.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>1</b>
<b>METAS A CORTO PLAZO.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>1</b>
<b>META A LARGO PLAZO.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>1—2</b>
<b>JUSTIFICACIÓN.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>2—5</b>
<b>Relevancia del proyecto.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>3</b>
<b>Impacto social.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>3—4</b>
<b>Aportación.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>5</b>
<b>INNOVACIÓN TECNOLÓGICA.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>5—9</b>
<b>PROBLEMA.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>9—10</b>
<b>Definición de ceguera.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>10</b>
<b>ESPECIFICACIÓN DE VARIABLES.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>10</b>
<b>Variable dependiente.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>10</b>
<b>Variable independiente.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>10</b>
<b>HIPÓTESIS GENERAL.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>11</b>
<b>TIPO DE ESTUDIO.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>11—12</b>
<b>DISEÑO EXPERIMENTAL.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>12—21</b>
<b>Fase I.- Diseño, construcción y caracterización de la prótesis.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>12—13</b>
<b>a) Sensor de captura de imágenes.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>12</b>
<b>b) Interfase.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>13</b>
<b>c) Sistema efector vibrotáctil.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>13</b>
<b>Fase II.- Reconocimiento de patrones gráficos por pacientes.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>14—16</b>
<b>a) Reconstrucción de puntos.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>14</b>
<b>b) Reconstrucción de líneas.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>14</b>
<b>c) Reconstrucción de símbolos gráficos.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>15</b>
<b>d) Lectura de texto.</b> _____	<b>PAG.</b>	<b>16</b>

Fase III.-Reconocimiento de bajo nivel de objetos por pacientes.	<u>PAG.</u>	16—17
a) Contornos de figuras geométricas básicas.	<u>PAG.</u>	16
b) Figuras simples.	<u>PAG.</u>	17
c) Planos de profundidad.	<u>PAG.</u>	17
Fase IV.-Reconocimiento de alto nivel de objetos por pacientes.	<u>PAG.</u>	18—19
a) Colores e intensidades de brillo.	<u>PAG.</u>	18
b) Contraste.	<u>PAG.</u>	19
c) Movimiento.	<u>PAG.</u>	19
Fase V.- Navegación e interacción espacial en ambiente dinámico.	<u>PAG.</u>	19—20
Fase VI.- Análisis de tomografías por emisión de positrones.	<u>PAG.</u>	20
UNIVERSO DE TRABAJO.	<u>PAG.</u>	20
TAMAÑO TOTAL DE LA MUESTRA.	<u>PAG.</u>	21
MÉTODO DE SELECCIÓN DE LA MUESTRA.	<u>PAG.</u>	21
MUESTRAS DEPENDIENTES.	<u>PAG.</u>	21
CRITERIOS DE INCLUSIÓN.	<u>PAG.</u>	22
CRITERIOS DE NO INCLUSIÓN.	<u>PAG.</u>	22
CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.	<u>PAG.</u>	22
CONSIDERACIONES ÉTICAS.	<u>PAG.</u>	23
MÉTODOS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS.	<u>PAG.</u>	23—25
ANÁLISIS ESTADÍSTICO.	<u>PAG.</u>	25
ANTECEDENTES HISTÓRICOS.	<u>PAG.</u>	26—27
El origen de Visión Artificial.	<u>PAG.</u>	26
MARCO TEÓRICO.	<u>PAG.</u>	27—30
Reconstrucción de imágenes.	<u>PAG.</u>	27—28
Resolución de la imagen.	<u>PAG.</u>	29
Miniaturización.	<u>PAG.</u>	29
Códigos neurales visuales.	<u>PAG.</u>	29—30
ESTADO DEL ARTE.	<u>PAG.</u>	31—45
Implantes corticales.	<u>PAG.</u>	31—35

Limitante.- barras de luz.	<u>PAG.</u>	31—32
Sistema tridimensional de electrodos.	<u>PAG.</u>	32—33
Implicaciones éticas.	<u>PAG.</u>	33—34
Inviabilidad de las prótesis corticales.	<u>PAG.</u>	35
Implantes retinales.	<u>PAG.</u>	35—43
Limitante.- fenómeno de superposición.	<u>PAG.</u>	36—41
Dimensiones de los electrodos.	<u>PAG.</u>	36—37
Modelo tridimensional de la retina.	<u>PAG.</u>	38—39
Selectividad eléctrica-espacial.	<u>PAG.</u>	39—40
Error en el diseño.	<u>PAG.</u>	40—41
Desventajas de los implantes retinales.	<u>PAG.</u>	41
Nuevas tendencias.	<u>PAG.</u>	42—43
Implante a nivel de nervio óptico.	<u>PAG.</u>	43—44
Limitante.- fenómeno de convergencia.	<u>PAG.</u>	43—44
Biocompatibilidad.	<u>PAG.</u>	44—45
<b>ALTERNATIVA.- SUBSTITUCIÓN SENSORIAL.</b>	<u>PAG.</u>	46—55
Justificación.	<u>PAG.</u>	46
Antecedentes filosóficos.	<u>PAG.</u>	47—52
Primer periodo.	<u>PAG.</u>	47—48
Segundo periodo.	<u>PAG.</u>	48—49
Tercer periodo.	<u>PAG.</u>	49—51
Análisis.	<u>PAG.</u>	51—52
Sustento científico.	<u>PAG.</u>	53—55
<b>INNOVACIÓN TECNOLÓGICA.- Prótesis de sustitución sensorial visual.</b>		
Fase I.- Diseño, construcción y caracterización de la prótesis.	<u>PAG.</u>	56—70
Principio de funcionamiento.	<u>PAG.</u>	56
Diseño conceptual.	<u>PAG.</u>	57
Especificaciones.	<u>PAG.</u>	58

Análisis.	<u>PAG.</u>	58—59
Diseño de detalle.	<u>PAG.</u>	59—64
Base superior e inferior.	<u>PAG.</u>	59—61
Experimento 1. Distancia de separación.	<u>PAG.</u>	59—60
Resultados.	<u>PAG.</u>	61
Carretes.	<u>PAG.</u>	62
Barras efectoras.	<u>PAG.</u>	62—64
Experimento 2. Cara superior.	<u>PAG.</u>	62—63
Resultados.	<u>PAG.</u>	63—64
Ensamble del mecanismo efector vibrotáctil.	<u>PAG.</u>	64—65
Etapa de control y potencia.	<u>PAG.</u>	65—70
Experimento 3. Distancia de desplazamiento.	<u>PAG.</u>	65—66
Experimento 4. Umbral absoluto de presión.	<u>PAG.</u>	66
Resultados.	<u>PAG.</u>	67—68
Experimento 5. Requerimientos temporales.	<u>PAG.</u>	69
Resultados.	<u>PAG.</u>	69—70
PROCESAMIENTO VISUAL.	<u>PAG.</u>	71—85
Fase II. Reconocimiento de patrones gráficos por pacientes.	<u>PAG.</u>	72—74
Experimento 6.- Parámetros sincrónicos entre estímulos.	<u>PAG.</u>	73
Experimento 7.- Curva de aprendizaje.	<u>PAG.</u>	73
Resultados.	<u>PAG.</u>	74
Fase III. Reconocimiento de bajo nivel de objetos por pacientes.	<u>PAG.</u>	74—77
Fase IV. Reconocimiento de alto nivel de objetos por pacientes.	<u>PAG.</u>	78—81
Fase V. Navegación e interacción espacial en ambiente dinámico.	<u>PAG.</u>	81—84
CONCLUSIONES.	<u>PAG.</u>	85
BIBLIOGRAFÍA.	<u>PAG.</u>	86—91

**OBJETIVO GENERAL.**

Construcción de una prótesis visual de sustitución sensorial a partir de un prototipo de microestimulación vibrotáctil.

**ALCANCES.**

1.- Sensibilizar, capacitar y mantener actualizado al sector de la población con ceguera en conocimientos, habilidades, aptitudes y destrezas que le permitan el empleo de una prótesis visual funcional para:

a) Lectura de cualquier tipo de texto impreso o digital en tiempo real.

b) Reconocimiento de imágenes de bajo nivel cualitativo caracterizadas por escenas visuales estáticas, bidimensionales, monocromáticas y de baja resolución.

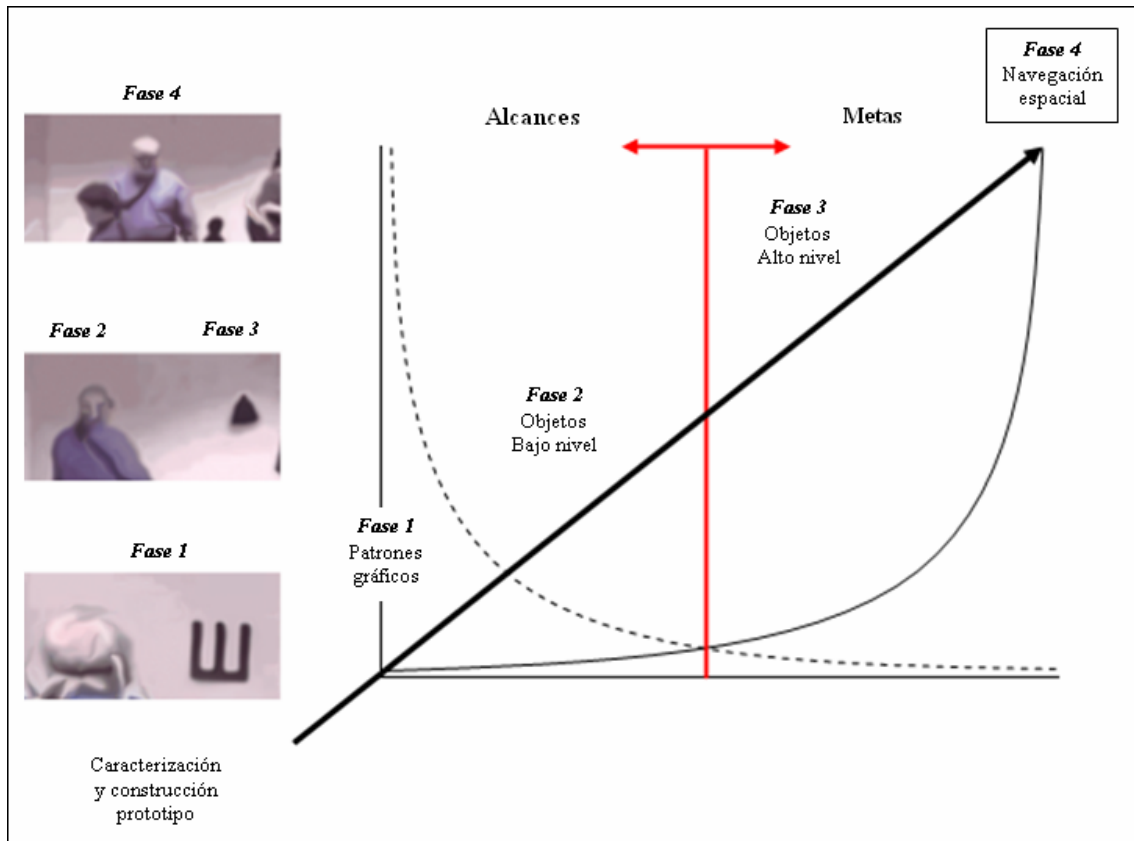
**METAS A CORTO PLAZO.**

1.- Generar cambios trascendentales en la calidad de vida de las personas ciegas mediante la mejora significativa de sus condiciones actuales: nivel educativo, oportunidades laborales y remuneración económica a través del empleo de una prótesis visual funcional que les permita:

a) Reconocimiento de imágenes de alto nivel cualitativo enfocadas a la navegación espacial e interacción de la persona ciega con el medio ambiente que le rodea; al reconocer escenas visuales dinámicas, tridimensionales, cromáticas y de alta resolución.

**META A LARGO PLAZO.**

1.- Determinar el circuito neuronal que permite la asociación del área cortical motora con el área visual.



Esquema 1.

## JUSTIFICACIÓN.

### **Relevancia del proyecto.**

La Organización Mundial de la Salud ha calculado que 180 millones de personas en todo el mundo sufren una discapacidad visual, de ellas entre 40 y 45 millones de personas son ciegas.

Se estima que debido al crecimiento demográfico y al envejecimiento estas cifras se habrán duplicado para el año 2020; a consecuencia de ello, cada cinco segundos un adulto queda ciego en el mundo en tanto que un niño lo hace cada minuto.

Se ha determinado a partir de los datos antes mencionados, que cada año quedan ciegas más de siete millones de personas; presentándose la mayor parte de casos de ceguera, en un 90% según estimaciones, en países en vías de desarrollo.

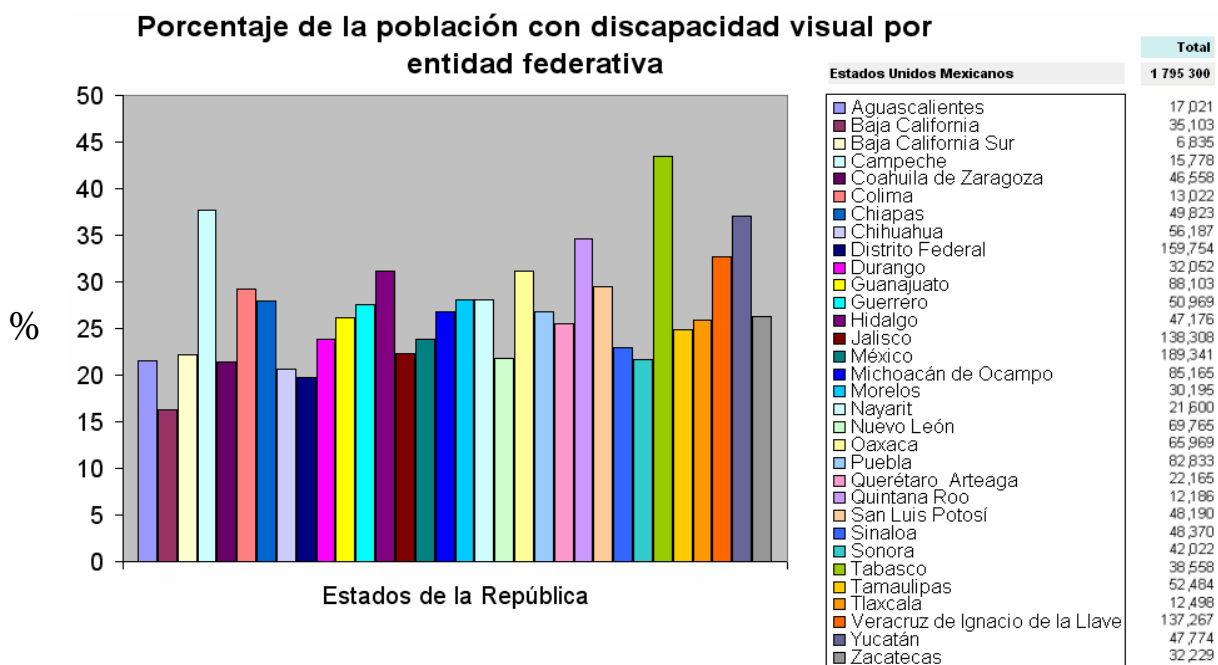


	Región Africana	Región Americana	Región Europea	Región de Oriente medio	Región del Este surasiático	Región del Oeste pacífico	TOTAL
Población	672.2	852.6	877.9	502.8	1,590.80	1,717.50	6,213.90
# de personas ciegas	6.8	2.4	2.7	4	11.6	9.3	36.9
% total de personas ciegas	18%	7%	7%	11%	32%	25%	100%
# de personas con baja visión	20	13.1	12.8	12.4	33.5	32.5	124.3
#de personas con discapacidad visual	26.8	15.5	15.5	16.5	45.1	41.8	161.2

Tabla 1.- *Estimación global de la población con discapacidad visual y su distribución geográfica según datos estadísticos de la Organización Mundial de la Salud.*

### Impacto social.

El impacto del proyecto recae en generar cambios trascendentales tanto en el contexto individual y social de sujetos con discapacidad y minusvalía visual mediante su reintegración en esferas y roles de los cuales han sido excluidos tajantemente, según estadísticas realizadas por la Organización Panamericana de la Salud e INEGI en nuestro país: nivel educativo deficiente, oportunidades laborales nulas y remuneración económica injusta; sucesos que, aunados a otras limitantes perjudican de manera directa la calidad de vida de dicho sector de la población.



Gráfica 1.- *Porcentaje de la población con discapacidad visual a partir de un 100% del total de causas de discapacidad en el país por cada estado de la República.*

Tabla 2.- Estadísticas en materia de educación en pacientes con discapacidad, realizadas por el INEGI durante el XII Censo General de Población y Vivienda 2000.

Promedio de escolaridad de las personas con discapacidad por entidad federativa, 2000

Entidad federativa	Años promedio
Estados Unidos Mexicanos	3.8

FUENTE: INEGI. XII Censo General de Población y Vivienda 2000. Base de datos.

Distribución porcentual de la población con discapacidad de 15 y más años según nivel de escolaridad para cada entidad federativa, 2000

Entidad federativa	Población con discapacidad	Sin instrucción	Primaria incompleta	Primaria completa	Secundaria o equivalente incompleta	Secundaria o equivalente completa	Posbásica	No especificado
Estados Unidos Mexicanos	1 543 967	35.5	27.8	15.6	2.5	7.2	9.3	2.1

FUENTE: INEGI. XII Censo General de Población y Vivienda 2000. Base de datos.

Tabla 3.- Estadísticas en materia laboral de pacientes con discapacidad, realizadas por el INEGI durante el XII Censo General de Población y Vivienda 2000.

Tasa de participación económica y de participación no económica de la población con discapacidad por entidad federativa según sexo, 2000

Entidad federativa	Tasa de participación económica			Tasa de participación no económica		
	Total	Hombres	Mujeres	Total	Hombres	Mujeres
Estados Unidos Mexicanos	25.0	36.4	12.6	74.0	62.6	86.6

FUENTE: INEGI. XII Censo General de Población y Vivienda 2000. Base de datos.

Distribución porcentual de la población ocupada con discapacidad por grupos de ingreso por trabajo para cada sexo, 2000

Grupos de ingreso	Población ocupada con discapacidad	Hombres	Mujeres
Total	397 183	301 623	95 560
No percibe ingresos	13.9	14.7	11.4
Menos de 1 Salario Mínimo (SM)	22.6	19.7	31.7
De 1 hasta 2 SM	28.2	29.2	25.4
Más de 2 hasta 3 SM	15.1	16.5	10.7
Más de 3 hasta 5 SM	7.4	7.7	6.5
Más de 5 hasta 10 SM	4.1	4.2	3.6
Más de 10 SM	1.9	2.1	1.2
No especificado	6.8	5.9	9.5

FUENTE: INEGI. XII Censo General de Población y Vivienda 2000. Base de datos.

**Aportación.**

El proceso de reintegración sensorial planteado por nuestra parte, consiste en restituir una función perdida en el individuo: la capacidad de percibir imágenes mediante una prótesis visual vibrotáctil.

Herramienta que permitirá al sujeto la adquisición ilimitada de datos impresos y digitales en tiempo real; acción que repercutirá significativa y benéficamente en su formación académica reflejada a largo plazo, en mejores empleos remunerados económicamente de manera digna.

De esta forma se da al individuo la oportunidad de independencia, al permitirle desenvolverse plenamente como persona en un medio menos excluyente; al llevar un mundo visual conformado por objetos a sus manos, sin necesidad de que éste los toque.

**INNOVACIÓN TECNOLÓGICA.**

A nivel mundial se han desarrollado diversos dispositivos asistenciales para pacientes ciegos, la gran limitante de los mismos radica en que están confinados exclusivamente al reconocimiento de texto; información transmitida al paciente mediante diversas interfases tanto táctiles como auditivas. No obstante, ninguno de ellos es capaz de reproducir imágenes en tiempo real en un ambiente dinámico (herramienta que permite la navegación e interacción espacial, ej. cruzar la vía pública, identificar y manipular objetos en tercera dimensión) a pesar de sus elevados precios.

En el esquema siguiente se muestran diversas aplicaciones en el mercado (precios en dólares) de los dispositivos comentados con anterioridad, donde se observan restricciones fundamentales que impiden su uso práctico en la vida diaria: necesidad de contar con un scanner (dimensiones) a partir del cual se digitalizan textos impresos (esq. 2a) para reproducirlos posteriormente en código Braille mediante una impresora especializada (esq. 2b) cuyos costos de insumos en producciones altas la hacen insostenible a largo plazo. Otras

propuestas tecnológicas radican en contar con una base de datos (computadora) de la que se extrae el texto ya digitalizado para transferirlo bien a código Braille (esq. 2c), software auditivo (esq. 2d) o dispositivos táctiles de solo lectura (esq. 2e - 2f).

### SARA Scanning and Reading Appliance



Freedom Scientific presents the SARA™, a new, easy and very affordable scanning and reading appliance for the blind and those with low vision.

SARA Scanning and Reading Appliance (#FRD221) \$2,795.00

a)

### Versapoint Duo - Braille Embosser



High quality, interpoint Braille in a reliable, low maintenance embosser. The Versapoint Duo provides you with an economical method of completing high volume Braille Production.

Versapoint Duo - Braille Embosser (#FRD102) \$3,795.00

b)

### Duxbury Braille Translation Software



DBT is simple to use, yet its depth, power and accuracy are such that it is used by most of the major braille production centers throughout the world.

Duxbury for Windows Single User (#DXB100)	\$595.00
Duxbury for Windows Up to Ten Users (#DXB101)	\$2,975.00
Duxbury for MAC Single User (#DXB102)	\$595.00
Duxbury for MAC Up To Ten Users (#DXB103)	\$2,975.00

c)



Jaws for Windows (Windows 9x/Me & XP Home) (#FRD113)	\$829.95
Jaws for Windows (Windows 9x/Me & XP Home) 5-user Site License (#FRD114)	\$2,461.25
Jaws for Windows (Windows 9x/Me & XP Home) 5-user District License (#FRD115)	\$3,132.50
Jaws for Windows (Windows 9x/Me & XP Home) 5-user Enterprise License (#FRD116)	\$3,580.00

d)

## ALVA Braille Terminal



**ALVA Braille Terminal 320:** With this 23-cell braille display, a maximum of twenty characters can be represented in braille. Three additional status cells provide information on the position of the PC cursor, the position of the braille

ALVA Braille Terminal 320 (#ALV106) \$3,295.00

e)

## Braille Lite Millennium M20 and M40 Note-takers



M20



M40

These newest Note-Takers feature 20 and 40 cell Braille displays with instant cursor routing, CompactFlash, internal 56K modem, POP 3 email capabilities, crisp internally synthesized speech

Braille Lite Millennium M20 Note-taker (#FRD104) \$3,595.00

Braille Lite Millennium M40 Note-taker (#FRD105) \$5,595.00

f)

La evidencia científica ha demostrado de manera concluyente que un 80% de la información cognitivamente útil proviene de la exploración y reconocimiento de objetos contenidos en escenas visuales dinámicas y no sólo de caracteres textuales aislados. Por lo que los dispositivos asistenciales descritos en el esquema anterior además de presentar altos costos, su utilidad y enfoque está restringido a una tarea específica (reconocimiento de textos) siendo la relación precio-beneficio desproporcionada.

A partir de esta premisa; en las últimas décadas diversos grupos multidisciplinarios han realizado innumerables esfuerzos en la creación de una prótesis visual (reconocimiento de imágenes) para pacientes ciegos; la mayor parte de los dispositivos sustentados en la creación de fosfenos a partir de la estimulación eléctrica con microelectrodos implantados en retina, nervio óptico, geniculado lateral o lóbulo occipital han sido incapaces de reconstruir un mapa retinotópico congruente (homología entre las coordenadas espaciales de la imagen y la percepción visual del paciente); además de presentar importantes limitantes en la biocompatibilidad material del implante con la terminal nerviosa, impidiendo su instalación definitiva mediante abordajes quirúrgicos que en la actualidad conllevan mayores riesgos que beneficios reales al paciente.

Esta última causa ha frenado la fabricación y comercialización de las prótesis extranjeras al requerir de diversas fases de estudios experimentales en especies animales antes de llevarlas a cabo en humanos, al ser implantes invasivos crónicos que conllevan la producción de estímulos eléctricos; por lo que en la actualidad éstos desarrollos se encuentran detenidos en fase de investigación

### **PROBLEMA.**

¿Existe visión artificial en pacientes ciegos con el uso de una prótesis visual de sustitución sensorial?

***Definición de ceguera:***

No existe consenso internacional alguno en relación al término "ceguera total" y que pudiera ser reemplazado por el más apropiado de "ausencia de luz".

**ESPECIFICACIÓN DE VARIABLES.**

***Variable dependiente:*** Visión Artificial en pacientes ciegos.

***Definición:*** Proceso perceptual bidireccional; generado mediante la microestimulación de una terminal nerviosa periférica con patrones de estímulos biofísicos bidimensionales, que describen las propiedades locales de la imagen a través de su reconstrucción espacial mediante un modelo canónico del mapa retinotópico.

***Escala de Medición:***

Nominal: Presente o ausente.

***Variable independiente:*** Uso de una prótesis visual de sustitución sensorial.

***Definición:*** Una prótesis visual es un sensor capaz de detectar información visual; comprimirla y procesarla a través de un software; que a su vez, genere estímulos vibrotáctiles preestablecidos a través de una base de datos.

***Escala de Medición:***

Nominal: Funciona o no funciona.



## **HIPÓTESIS GENERAL.**

**General:** Existe visión artificial en pacientes ciegos con el uso de una prótesis visual de sustitución sensorial.

**Nula:** No existe visión artificial en pacientes ciegos con el uso de una prótesis visual de sustitución sensorial.

**Alternativa:** Existe visión en pacientes ciegos con el uso de una prótesis visual de sustitución sensorial.

**NOTA:** Las hipótesis operacionales se encuentran contenidas en cada una de las 6 fases descritas en el diseño experimental.

## **TIPO DE DISEÑO.**

Se trata de un diseño **experimental** (prospectivo y longitudinal), **multidisciplinario** (al conjuntarse tanto el área médica como de ingeniería), **interinstitucional** (colaboración directa entre la Universidad Nacional Autónoma de México y la Fundación Hospital Nuestra Señora de la Luz).

El grupo multidisciplinario de Visión Artificial Humana se encuentra conformado por las siguientes áreas:

### **Ingeniería.**

Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico.

Universidad Nacional Autónoma de México.

a) Laboratorio de Reconocimiento y Análisis de Imágenes.

- b) Laboratorio de Micromecánica.
- c) Laboratorio de Mecatrónica.
- d) Departamento de Matemáticas Aplicadas.

### **Médica.**

Fundación Hospital Nuestra Señora de la Luz.

## **DISEÑO EXPERIMENTAL.**

### ***Fase I.- Diseño, construcción y caracterización de la prótesis visual de sustitución sensorial.***

#### **a) Sensor de captura de imágenes:**

- 1.- Diseño y desarrollo del sistema monocular de video.

La detección perceptual se realiza mediante sensores ópticos de progresión evolutiva en relación a la resolución visual y grados de libertad del operador; lo que brinda al usuario la capacidad de explorar el espacio que lo circunda mediante el movimiento autónomo de búsqueda y la retroalimentación autodirigida de localización.

#### **b) Interfase**

- 1.- Diseño y manufactura de hardware (circuitos integrados) mediante protel.

- 2.- Diseño y programación de software visual.

El procesamiento sistemático de la imagen por la interfase descompone su estructura en dos subconjuntos alternos de análisis: la referente a procesos de bajo nivel de complejidad visual; conformada por escenas estáticas, bidimensionales,

monocromáticas y de baja resolución; orientadas a la detección de patrones gráficos y análisis de objetos. En tanto que, la visión de alto nivel se encuentra enfocada a la navegación espacial e interacción con el medio; al reconocer escenas dinámicas, tridimensionales, cromáticas y de alta resolución.

### **c) Sistema efector vibrotáctil**

1.- Diseño conceptual del sistema efector mediante software asistido por computadora con base en los siguientes parámetros psicofísicos:

- a) Distancia de separación entre 2 puntos de indentación.
- b) Superficie total de la barra efectora en contacto directo con la piel
- c) Forma tridimensional de la cara superior de la barra efectora.

2.- Manufactura automatizada del sistema efector mediante maquinaria de control numérico.

3.- Etapa de control y potencia del sistema efector con base en los siguientes parámetros psicofísicos:

- a) Distancia de desplazamiento vertical de la barra efectora sobre la piel.
- b) Umbral absoluto de presión sobre la piel.
- c) Requerimientos temporales de estimulación efectiva.
- d) Sincronía entre sets de estímulos.
- e) Frecuencias de adaptación del mecanoreceptor.

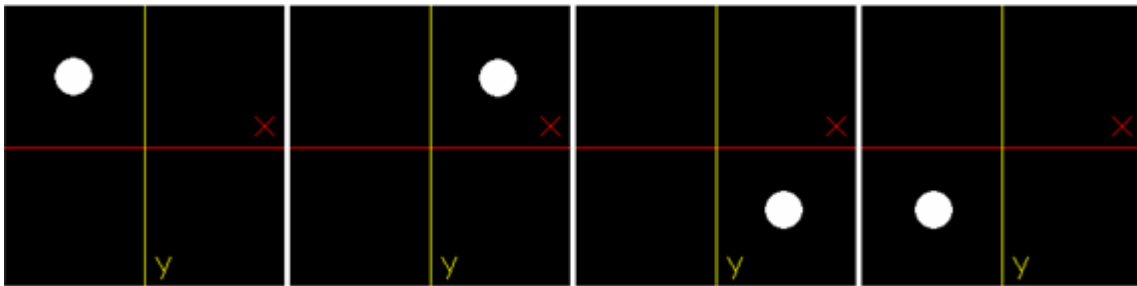
4.- Caracterización del sistema efector vibrotáctil en operación:

- a) Consumo de corriente.
- b) Disipación de calor.

**Fase II.- Reconocimiento de patrones gráficos por pacientes ciegos con el empleo de la prótesis visual de sustitución sensorial.**

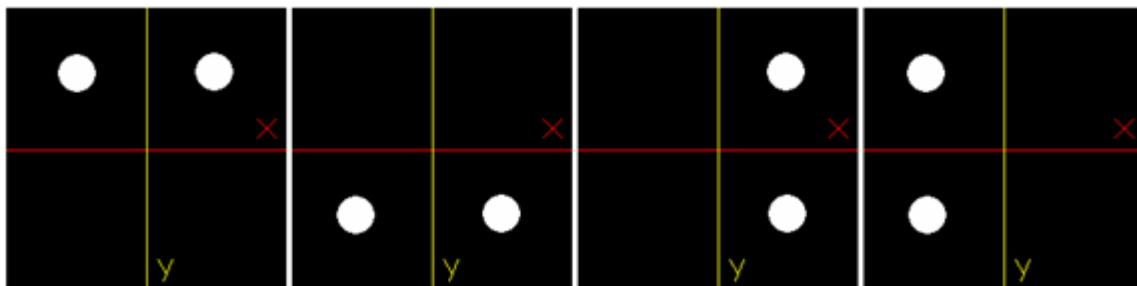
**a) Reconstrucción de puntos.**

1.- Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de un punto único; presentado de manera alterna en diversas coordenadas de los ejes x – y (esq. 3)



Esquema 3.

2.- Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de dos puntos; presentados de manera simultánea en distintas coordenadas de los ejes x – y (esq. 4)



Esquema 4.

**b) Reconstrucción de líneas.**

1.- Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de un conglomerado de puntos ordenados en forma de una línea (esq. 5).

2.- Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de una línea con una orientación angular de  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $270^\circ$  y  $360^\circ$  presentadas de manera alterna (esq. 5).

3.- Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de una línea con una orientación angular de  $45^\circ$ ,  $135^\circ$ ,  $225^\circ$  y  $315^\circ$  presentadas de manera alterna (esq. 5).



Esquema 5.

4.- Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de escalas de magnitud; al comparar 2 líneas con una misma dirección angular pero con diferente distancia (esq. 6)



Esquema 6.

### c) Reconstrucción de símbolos gráficos.

1.- Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de un símbolo gráfico compuesto por la superposición simultánea de 2 líneas de  $90^\circ$  y  $0^\circ$  (Letra "L").

2.- Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de un símbolo gráfico compuesto por la superposición simultánea de 3 líneas de  $0^\circ$ ,  $90^\circ$  y  $0^\circ$  (Letra "C").

3.- Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de un símbolo gráfico compuesto por la superposición simultánea de 2 líneas de  $75^\circ$  y  $45^\circ$  (Letra "V").

4.- Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de un símbolo gráfico compuesto por la superposición simultánea de 4 líneas de 75°, 45°, 75° y 45° (Letra "W").

5.- Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de un símbolo gráfico compuesto por la superposición simultánea de 3 líneas de 0°, 45° y 0° (Letra "Z")

**d) Lectura de texto.**

1.- Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de 2 símbolos gráficos (sílabas) presentados de manera simultánea.

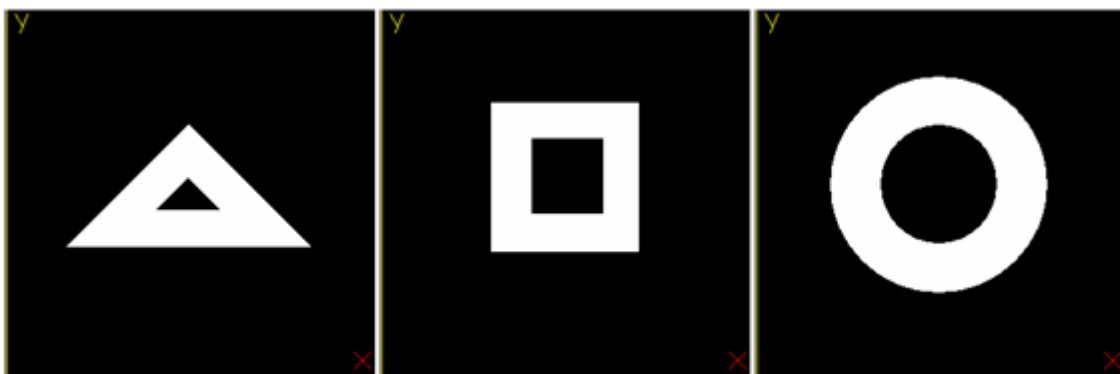
2.- Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de múltiples símbolos gráficos (palabras) presentados de manera simultánea.

3.- Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de oraciones.

4.- Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de renglones.

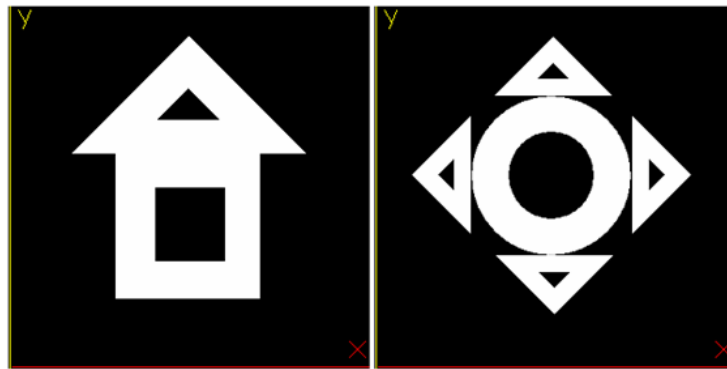
***Fase III.-Reconocimiento de bajo nivel de objetos por pacientes ciegos con el empleo de la prótesis visual de sustitución sensorial.***

1.- Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de contornos de figuras geométricas básicas (triángulo, cuadrado, rectángulo, círculo) presentados de manera individual y alterna (esq. 7)



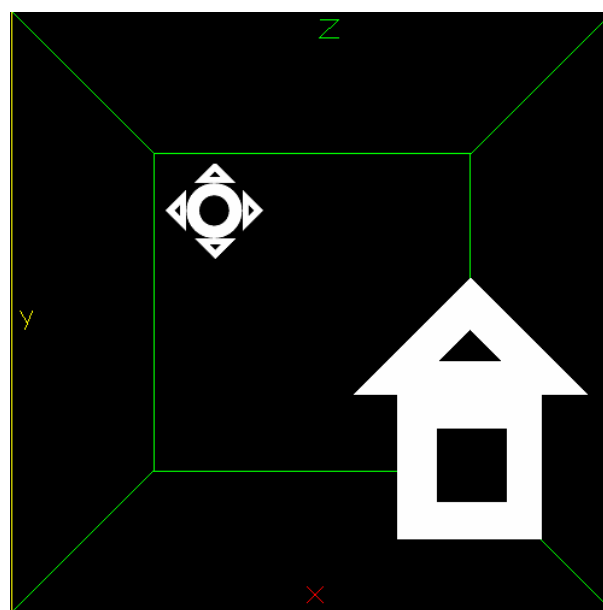
Esquema 7.

2.- Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de figuras simples; reconstruidas a partir de la combinación de diversos contornos de geometrías básicas (ej. “casa” superposición de un triángulo sobre un cuadrado, “sol” superposición de un círculo rodeado por múltiples triángulos), como se muestra en el esquema 8.



Esquema 8.

3.- Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de planos de profundidad; al presentarse de manera simultánea figuras simples con proporciones diferentes en una misma escena visual (Al situarse un espectador próximo a un objeto cercano ej. “casa”, ésta se percibirá de mayores dimensiones al compararse con otro punto de referencia más lejano ej. “sol”), como se muestra en el esquema 9.

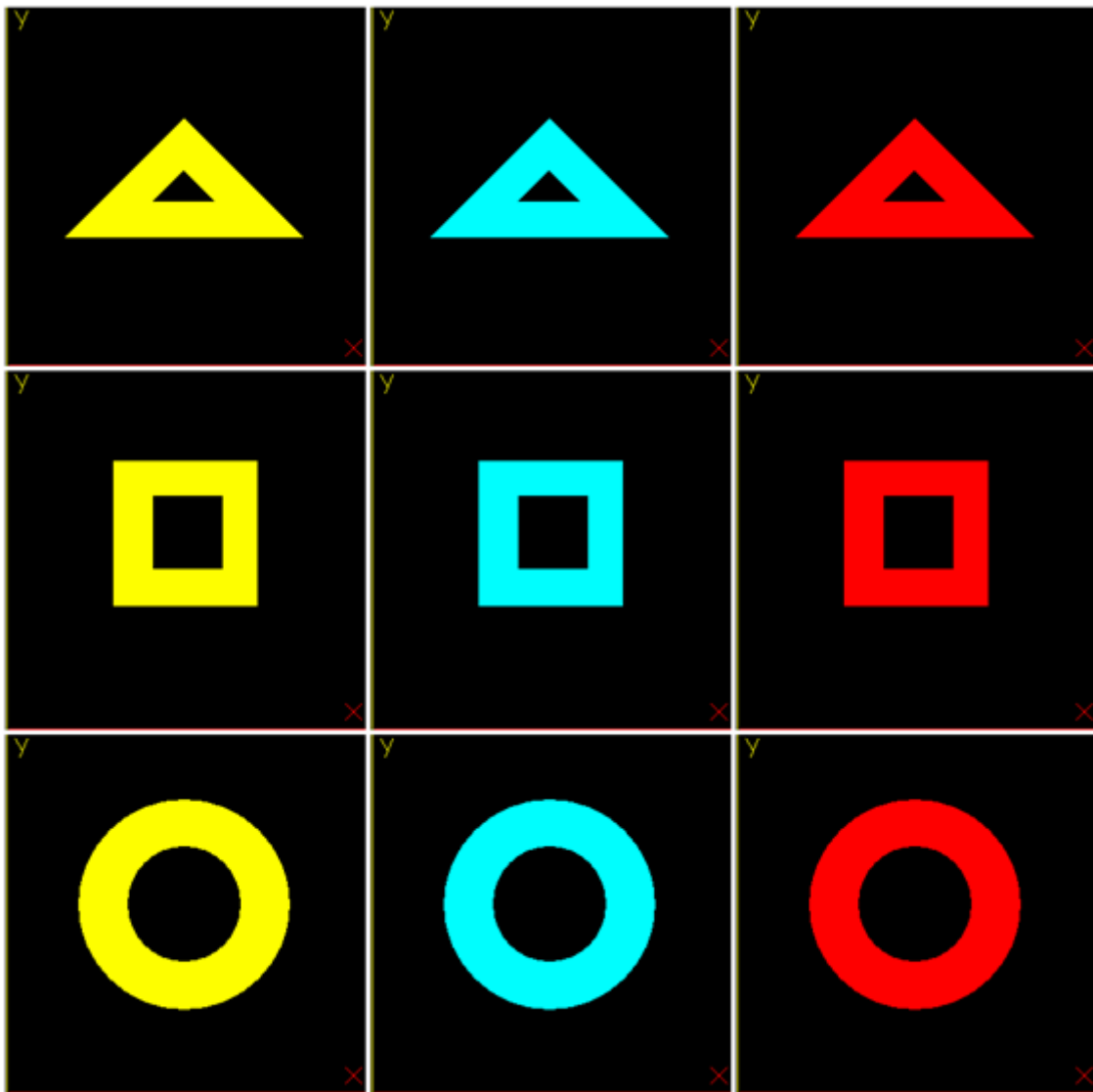


Esquema 9.

**Fase IV.-Reconocimiento de alto nivel de objetos por pacientes ciegos con el empleo de la prótesis visual de sustitución sensorial.**

1.-Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de colores contenidos en las figuras básicas (esq. 10).

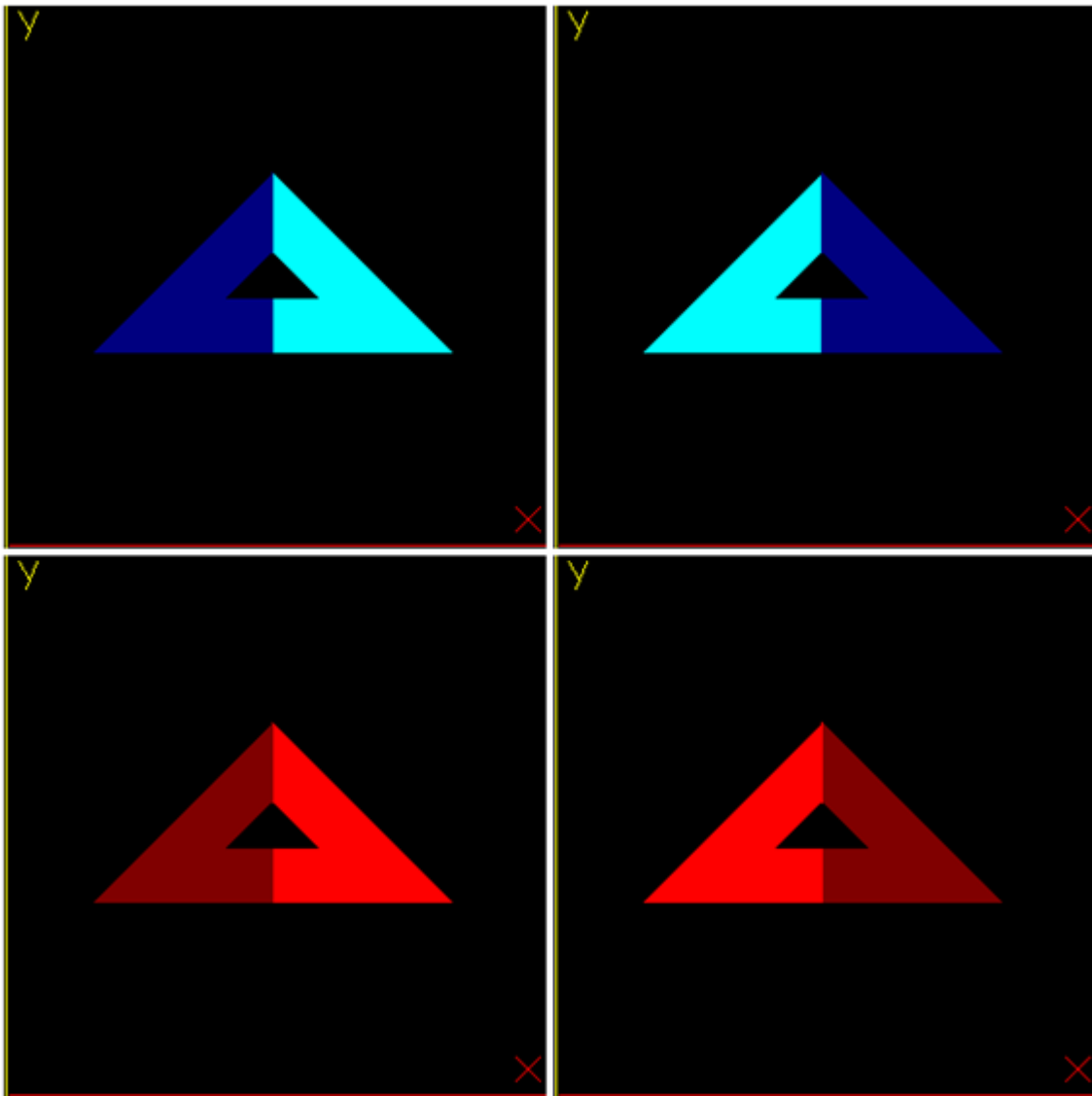
2.-Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión de las intensidades de brillo reflejadas sobre la superficie de las figuras básicas (esq. 10).



Esquema 10.

3.-Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión del fenómeno de contraste en una misma escena visual (esq. 11)





Esquema 11.

4.-Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión del movimiento de una figura simple de un punto A hacia un punto B.

5.-Identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión del movimiento de múltiples figuras de manera simultánea.

***Fase V.- Navegación e interacción espacial del paciente ciego en un ambiente dinámico con el empleo de la prótesis visual de sustitución sensorial.***

1.- Seguimiento de una trayectoria en un ambiente controlado sin obstáculos.

- 2.- Seguimiento de una trayectoria en un ambiente controlado con obstáculos.
- 3.- Seguimiento de una trayectoria mediante señalamientos textuales, en un ambiente controlado con obstáculos.
- 4.- Seguimiento de una trayectoria mediante señalamientos textuales, en un ambiente controlado con obstáculos, que requiera la manipulación de objetos.
- 5.- Seguimiento de una trayectoria mediante señalamientos textuales, en un ambiente real con obstáculos en movimiento, que requiera la manipulación de objetos.

**Fase VI.- Análisis de imágenes obtenidas por tomografía de emisión de positrones que revelan áreas de reactivación visual.**

- 1.- Localización de áreas de activación visual en pacientes ciegos tanto por causas congénitas como adquiridas, que no han empleado la prótesis de sustitución sensorial (Fase 1 del proyecto).
- 2.- Localización de áreas de activación motora en pacientes ciegos tanto por causas congénitas como adquiridas, que inician el empleo de la prótesis de sustitución sensorial (Fase 2 del proyecto).
- 3.- Localización del circuito neuronal que permite la asociación del área cortical motora con el área visual en pacientes ciegos tanto por causas congénitas como adquiridas, que poseen un empleo regular de la prótesis de sustitución sensorial (Fase 3 - 4 del proyecto).
- 4.- Localización del área de activación visual en pacientes ciegos tanto por causas congénitas como adquiridas, que posee un dominio total de la prótesis de sustitución sensorial (Fase 5 del proyecto).

**UNIVERSO DE TRABAJO.**

La población de estudio se encuentra constituida por el total de pacientes débiles visuales, ciegos congénitos y con ceguera adquirida que acudan a la Fundación Hospital Nuestra Señora de la Luz.

### **TAMAÑO TOTAL DE LA MUESTRA.**

Considerando los objetivos y propósitos del estudio, se ha estimado el tamaño total de la muestra en **24 pacientes ciegos**.

Esta cifra ha sido calculada a partir de evidencia experimental previa; la cual establece, que de 10 individuos ciegos sin conocimientos previos de lectura braille sólo 8 serán capaces de identificar, discriminar, reconocer y comprender texto braille tras 2 meses de aprendizaje y entrenamiento

El tamaño total de la muestra fue calculada a partir de una desviación normal correspondiente a la probabilidad A de exceder el error permisible máximo (en este caso corresponde a 1.96, que comprende el 95% en una población de distribución normal), con una proporción de la observación del fenómeno 8/10.

### **MÉTODO DE SELECCIÓN DE LA MUESTRA.**

Azar simple y estratificado proporcional (ceguera congénita, ceguera adquirida).

Ceguera congénita	Ceguera adquirida
12	12

### **MUESTRAS DEPENDIENTES.**

En el diseño del proyecto, el mismo grupo experimental sirve como control en el momento previo al tratamiento. De esta manera, en el análisis de las observaciones existen 2 periodos: antes y después del empleo de la prótesis de sustitución sensorial.

**NOTA:** En la fase 6 del proyecto se realiza un **muestro multifase** para la selección aleatoria de 2 pacientes con ceguera congénita y 2 con ceguera adquirida de la sede hospitalaria; esto con la finalidad de reducir los costos de la tomografía por emisión de positrones que se realizarán.

### **CRITERIOS DE INCLUSIÓN.**

Pacientes del sexo femenino y masculino, con edades comprendidas entre los 16 a 60 años, con ceguera bilateral de cualquier etiología que acepten estar en el estudio (consentimiento informado)

### **CRITERIOS DE NO INCLUSIÓN.**

- 1- Padecimientos dermatológicos.
- 2- Trastornos neuromusculares.
- 3- Enfermedades de la médula espinal.
- 4- Traumatismos de la columna vertebral.
- 5- Esclerosis múltiple y otras enfermedades desmielinizantes.
- 6- Pacientes con parálisis cerebral

### **CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.**

- 1- Pacientes que decidan abandonar el estudio.
- 2- Pacientes que desarrollen durante el curso del proyecto alguna de las patologías antes mencionadas en los criterios de no inclusión.

## **CONSIDERACIONES ÉTICAS.**

Se toman en cuentas las recomendaciones éticas para la investigación en seres humanos del Código de Nuremberg (1947), Declaración de Helsinki (1964), Declaración de Tokio (1975) y la Ley General de Salud de la República Mexicana.

Se solicita autorización a los pacientes, padres o tutores legales para ingresar al estudio; informándoles detalladamente en que consiste el método experimental a realizar (percepción táctil de puntos de presión), mencionando que **no existen riesgos inmediatos para su salud al ser una prótesis visual que no requiere métodos invasivos para su implantación.**

Se les explica cada punto de la carta de consentimiento informado, sí así lo solicitan; la cuál firman por voluntad propia. Así mismo, se comenta que en caso de que decidan retirarse del estudio podrán hacerlo sin repercusión alguna.

Con lo antes mencionado se cumplen las normas éticas del Código Deontológico del Consejo Superior de Colegios de Médicos.

## **MÉTODOS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS.**

***Fase I.- Diseño, construcción y caracterización de la prótesis visual de substitución sensorial.***

Durante esta fase, se emplea una **escala de medición cuantitativa continua** al realizar la recolección de datos mediante los siguientes instrumentos:

**1.-Sistema láser de medición:** este equipo permite establecer las dimensiones reales de las partes mecánicas que conforman la estructura del sistema efector vibrotáctil con un rango de exactitud del orden de micras.

**2.-Multímetro:** este instrumento especifica las resistencias eléctricas de cada solenoide.

**3.-Fuente de poder:** este sistema determina los gastos de corriente que consume cada solenoide, así como el rango de voltaje necesario para impulsar la barra efectora sobre la epidermis.

**4.-Sistema de balanzas digital:** este mecanismo define la fuerza ejercida por la barra efectora sobre un área específica de la piel (niveles de presión).

**5.-Sensor de calor:** este aparato cuantifica la disipación de calor generada por el sistema efector, lo que permite inferir la deformación de materiales.

**6.-Software Labview:** esta técnica de programación permite el control independiente y dirigido de cada barra efectora acorde a parámetros preestablecidos: desplazamiento, presión, duración y frecuencia del estímulo.

Se ha establecido por consenso general seleccionar **los métodos: observacional, de entrevista y cuestionario en las Fases II, III, IV, V y VI;** con base en la utilidad que ofrecen éstas técnicas respecto a la recolección de evidencia experimental psicofísica; sobre todo aspectos relacionados con el uso de nuevas tecnologías: desempeño, grado de aprendizaje cognoscitivo y modificación de conductas.

Como puede apreciarse en el diseño experimental ya expuesto; existe una definición operacional precisa para cada fase, así como una descripción detallada de lo que será medido. De manera general estas mediciones pueden simplificarse como la identificación, discriminación, reconocimiento y comprensión correcta de un estímulo; el registro de estas variables se realizará tanto en una **escala cualitativa nominal** (ej. identificación correcta v.s. identificación incorrecta; discriminación correcta v.s. discriminación incorrecta; etc.) como en una **escala cuantitativa discontinua** (ej. intervalos de percepciones correctas con el uso de la prótesis visual antes y después de entrenamiento, etc.).

Las imágenes de activación cortical obtenidas por la técnica de tomografía por emisión de positrones, serán registradas tanto en una **escala cualitativa nominal** (ej. áreas de activación cortical, empleo de la prótesis visual funcional, etc.) como en una **escala cuantitativa discontinua** (ej. intervalos de actividad cortical antes y después del empleo de la prótesis visual funcional, etc.)

### **ANÁLISIS ESTADÍSTICO.**

**Fase I.-** Al tratarse de una medición cuantitativa continua se emplea la prueba estadística no paramétrica de **análisis de covarianza como prueba de correlación simple y múltiple** (modelo no rectilíneo), al permitir medir la asociación entre 2 o más variables, conocer la linealidad de un fenómeno (saber si una regresión es rectilínea, curvilínea y que tipo de función matemática la representa mejor) y conocer el contraste de 2 o más pendientes de regresión.

**Fase II – VI.-** En la recolección de datos que considera una escala cualitativa nominal se emplea la prueba estadística no paramétrica **Q de Cochran para tres o más muestras dependientes**, al permitir el análisis de muestras dependientes cuya población sirve como su propio control, en el que existe un periodo previo y otro ulterior.

En la recolección de datos que considera una escala cuantitativa discontinua se emplea la prueba estadística **t de student para muestras dependientes**, demostrando el requisito de homogeneidad de varianzas mediante la aplicación de la **prueba de ji cuadrada de Bartlett**.

Los paquetes estadísticos utilizados son: SPSS (Statistical package for social sciences), SAS (Statistical analysis system), SYSTAT, STATA y StatXact.

## **ANTECEDENTES HISTÓRICOS.**

### ***El origen de Visión Artificial.***

Durante la década de los 60 se realiza el primer congreso de visión artificial para personas ciegas en el Instituto Tecnológico de Massachussets de los Estados Unidos de Norteamérica, centrándose el contenido de las ponencias alrededor de un concepto crucial: considerar la producción de un fosfeno (percepción visual descrita como un punto de luz en un fondo negro) como el elemento neurofisiológico básico para la reconstrucción de imágenes en personas ciegas como se muestra en la figura 1.

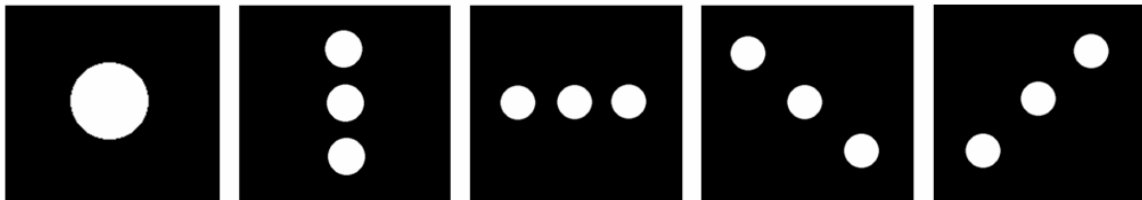


Figura 1.

La evidencia científica que da sustento a esta analogía píxeles – fosfenos surge a partir de la producción incidental de fosfenos al estimular eléctricamente la corteza cerebral de pacientes epilépticos mediante electrodos como se muestra en la figura 2a, terapia médica empleada para crisis convulsivas de difícil control [1].

Con base en el fundamento anterior, se instituye como metodología experimental en el área de visión artificial humana el empleo de electrodos ordenados numéricamente en filas y columnas sobre la superficie de la corteza occipital como se muestra en la figura 2b; esto con la finalidad de establecer una correspondencia espacial entre las coordenadas de los electrodos y la localización de los fosfenos reproducidos eléctricamente.



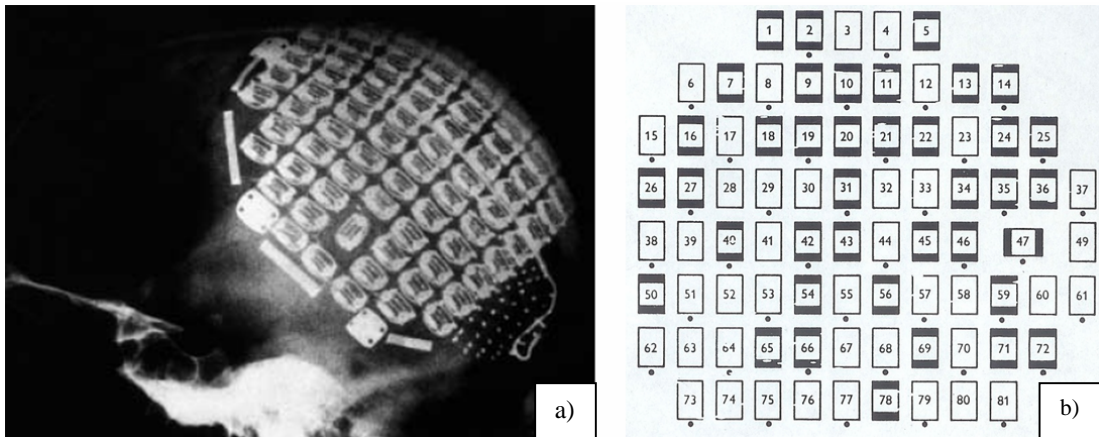


Figura 2.

### MARCO TEÓRICO.

#### *Reconstrucción de imágenes.*

En principio, el utilizar la analogía de píxeles – fosfenos permite la reconstrucción de imágenes mediante un sistema de puntos [2]; los cuáles, al situarlos de manera organizada en un plano de coordenadas forman líneas con direcciones específicas (fig. 3a).

A su vez, estas líneas al ser agrupadas en subconjuntos con orientaciones específicas permiten el diseño de cualquier símbolo gráfico [3, 4] “letras, números, etc.” (fig. 3b) o figura geométrica como se muestra en la figura 3c.

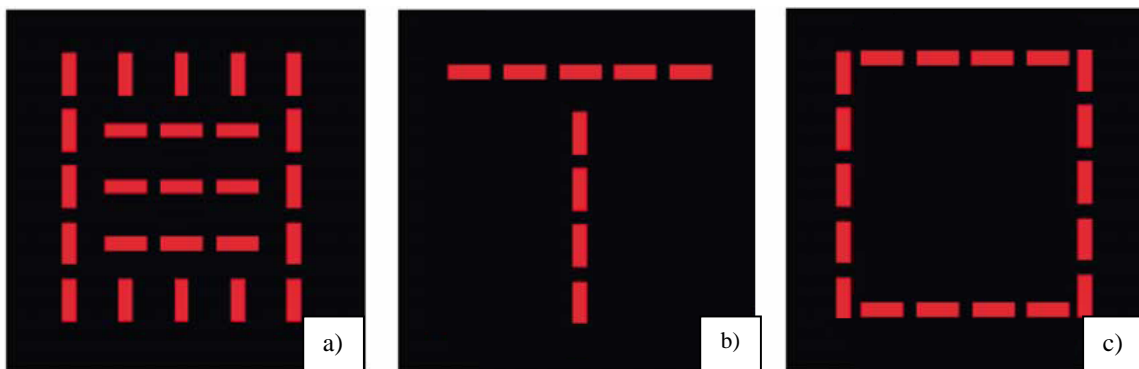


Figura 3.

De esta manera, se instaura un lenguaje de reconstrucción escalonado que parte de estructuras simples a complejas [5]: de puntos a líneas, de líneas a figuras geométricas básicas (triángulos, cuadrados, etc.); éstas últimas al conjuntarse, constituyen escenas visuales cada vez más elaboradas (fig. 4).

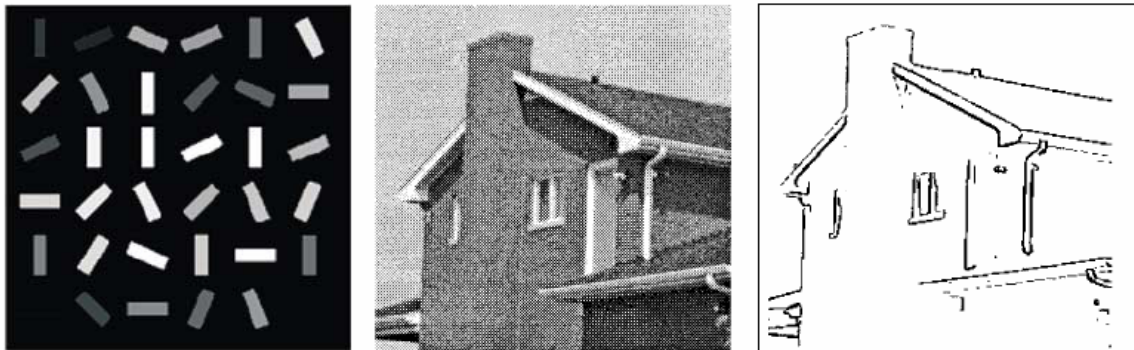


Figura 4.

De lo anterior, se infiere que para reproducir una escena con múltiples elementos visuales (fig. 5) se requiere de un plano que contenga el mayor número de coordenadas; lo que en nuestro caso significa, introducir el mayor número de electrodos por área (superficie de tejido neuronal).



Figura 5.

### ***Resolución de la imagen.***

Del hecho previo, surge un concepto crucial en el área de visión artificial humana; la relación que existe entre el grado de resolución de la imagen reconstruida con el número y tamaño de los electrodos [6].

### ***Miniaturización.***

Debido a ello, en fechas recientes diversos grupos [7] han realizado innumerables esfuerzos para la fabricación de electrodos cada vez más pequeños (fig. 6); sin embargo la evidencia científica actual, ha demostrado en reiteradas ocasiones que el recrear visión artificial en personas ciegas conlleva un trasfondo más complejo que el simple hecho de reconstruir un plano de coordenadas; si bien éste representa un paso inicial importante (el cuál aún no ha sido comprendido del todo, como se expondrá más adelante) existen interrogantes de mayor trascendencia como: ¿cuál es el código que comprime la información visual a cualquier nivel neuronal?



Figura 6.

### ***Códigos neurales visuales.***

El planteamiento antes expuesto se fundamenta en que cada fofeno del plano de coordenadas posee un rango de características específicas [8]: color, intensidad, brillo (fig. 7a) y movimiento

(7b); la cuestión es: ¿cómo se vinculan cada una de estas características del fosfeno con las propiedades intrínsecas del potencial de acción?

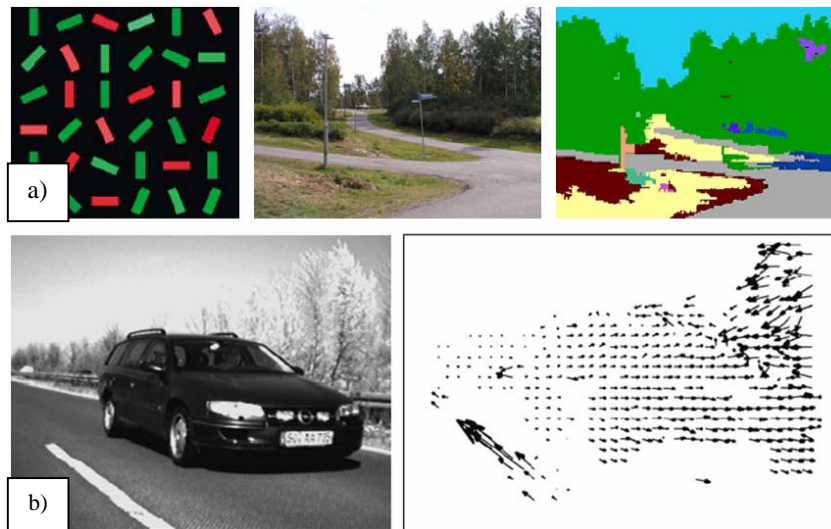


Figura 7.

Si bien es cierto que se conocen ya desde hace varias décadas que tanto la intensidad, duración y frecuencia del estímulo guardan una relación directa con las propiedades intrínsecas del potencial de acción, aún se desconoce como manipular éstos parámetros para reproducir de manera dirigida fosfenos con las características ya mencionadas [9]; hasta hoy, sólo se pueden generar puntos de luz estáticos (fig. 8).

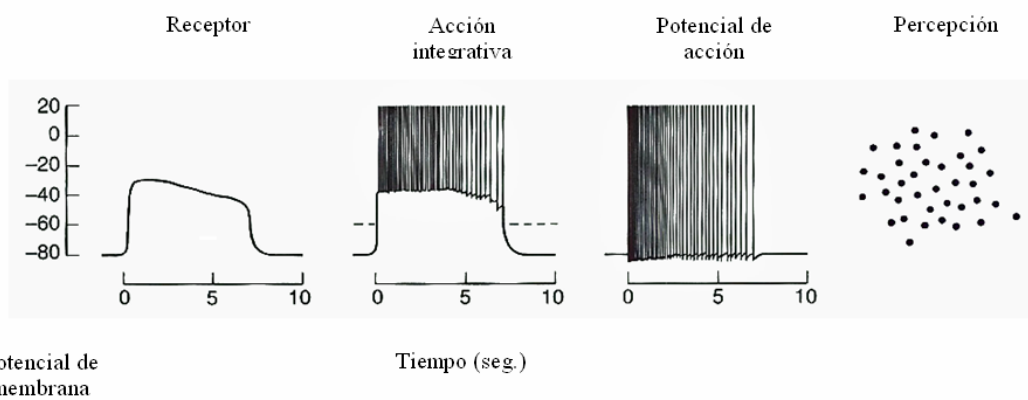


Figura 8.

**ESTADO DEL ARTE.*****Implantes corticales.*****Limitante.- barras de luz.**

A pesar de que resulte alentador hacer uso de la analogía píxeles – fosfenos a nivel de la corteza occipital, múltiple evidencia experimental [10] ha demostrado que ésta, no genera fosfenos de geometría circular sino más bien barras de luz con una orientación angular específica como se muestra en la figura 9; lo que demuestra que a nivel de corteza occipital las neuronas visuales no responden a estructuras simples (fosfenos) sino a la suma de múltiples puntos de luz que conforman estructuras más complejas (barras de luz).

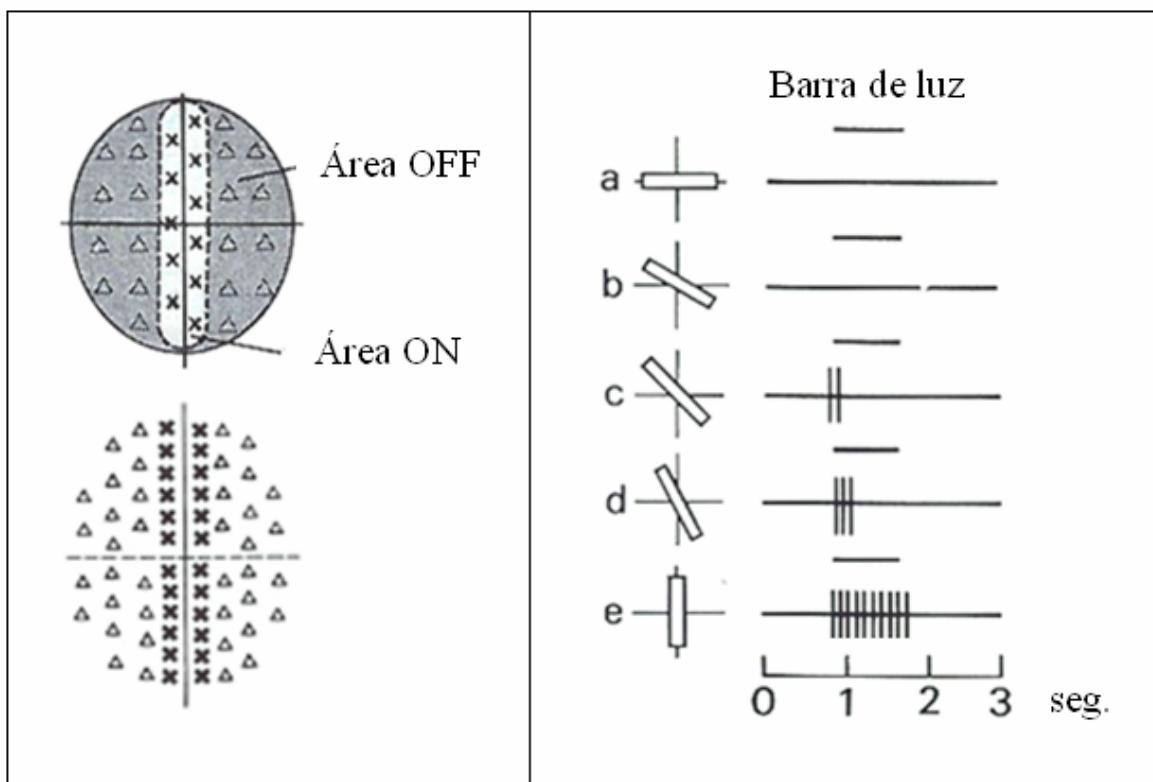


Figura 9.

A partir de esta evidencia experimental se descarta la posibilidad de realizar la reconstrucción de imágenes punto por punto a nivel de la corteza occipital mediante el empleo del concepto teórico: píxeles – fosfenos.

Por lo que la aparente solución lógica a dicho problema radicaría en redefinir simplemente el modelo conceptual de fosfenos a barras de luz, sin embargo existe un aspecto técnico que impide la factibilidad de tal planteamiento alternativo: la distribución de las neuronas visuales a lo largo de distintas capas de la corteza occipital como se muestra en la figura 10.

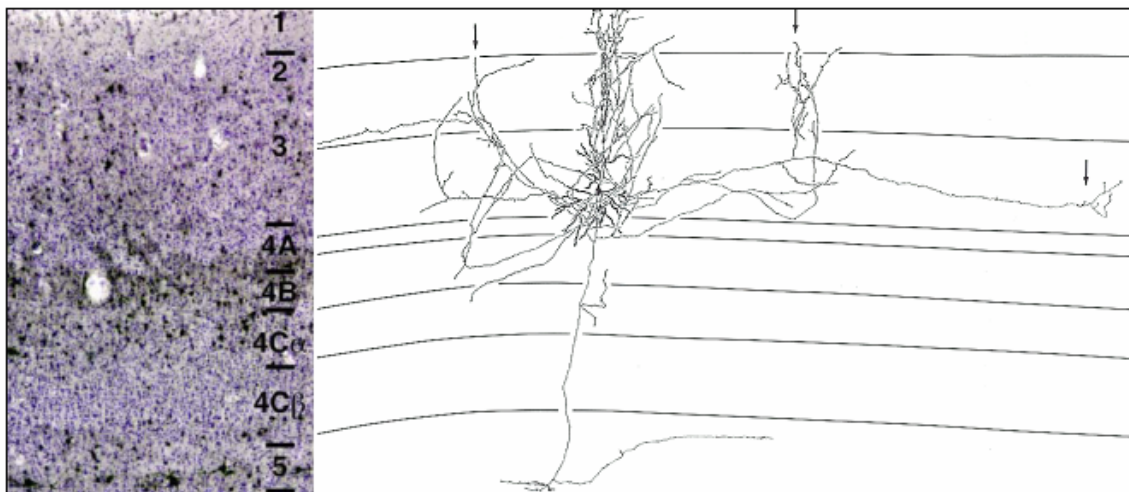


Figura 10.

#### **Sistema tridimensional de electrodos.**

El considerar este aspecto técnico en la reconstrucción de imágenes mediante la técnica de barras (fig. 11a) implica diseñar un sistema tridimensional de electrodos que permita la estimulación eléctrica tanto de las capas superficiales como profundas de la corteza occipital de manera simultánea (fig. 11 c – d)

Para ello se ha planteado [11] el diseño de un sistema con múltiples capas de electrodos superpuestos en el eje z como se muestra en la figura, donde cada capa presenta un patrón similar de arreglo matricial de los electrodos en filas y columnas (ejes x – y) que se conserva y repite en todas las capas del sistema (fig. 11b)

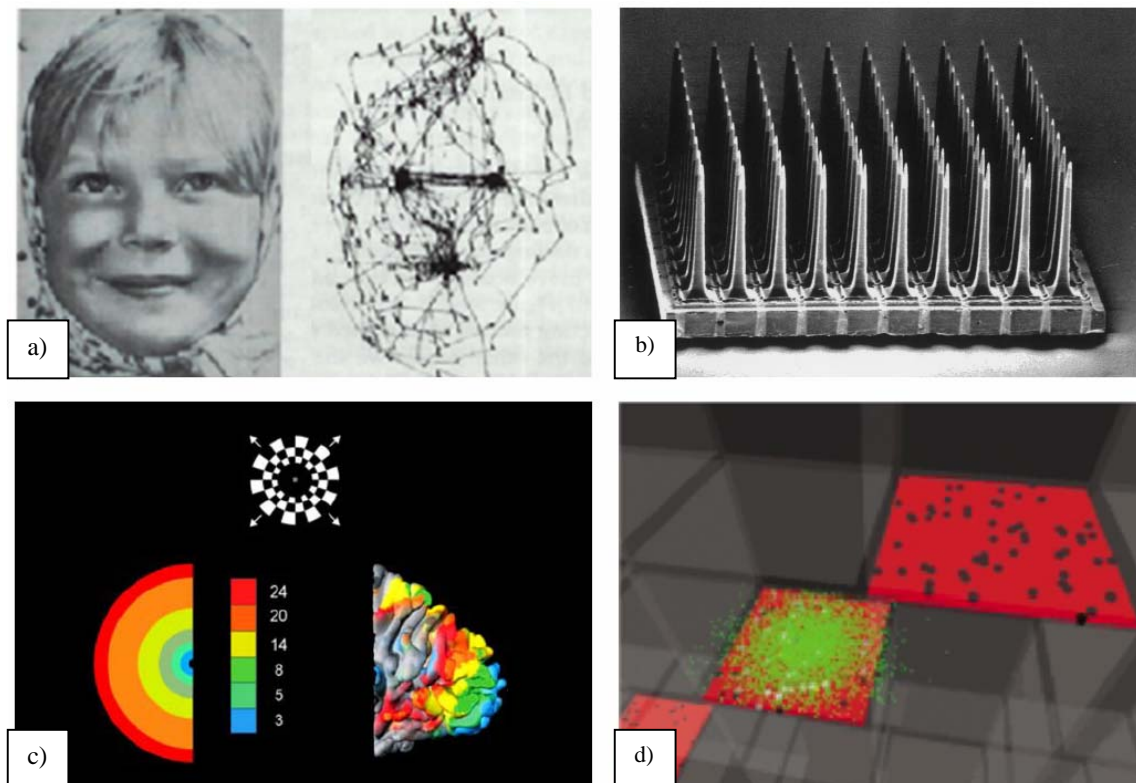


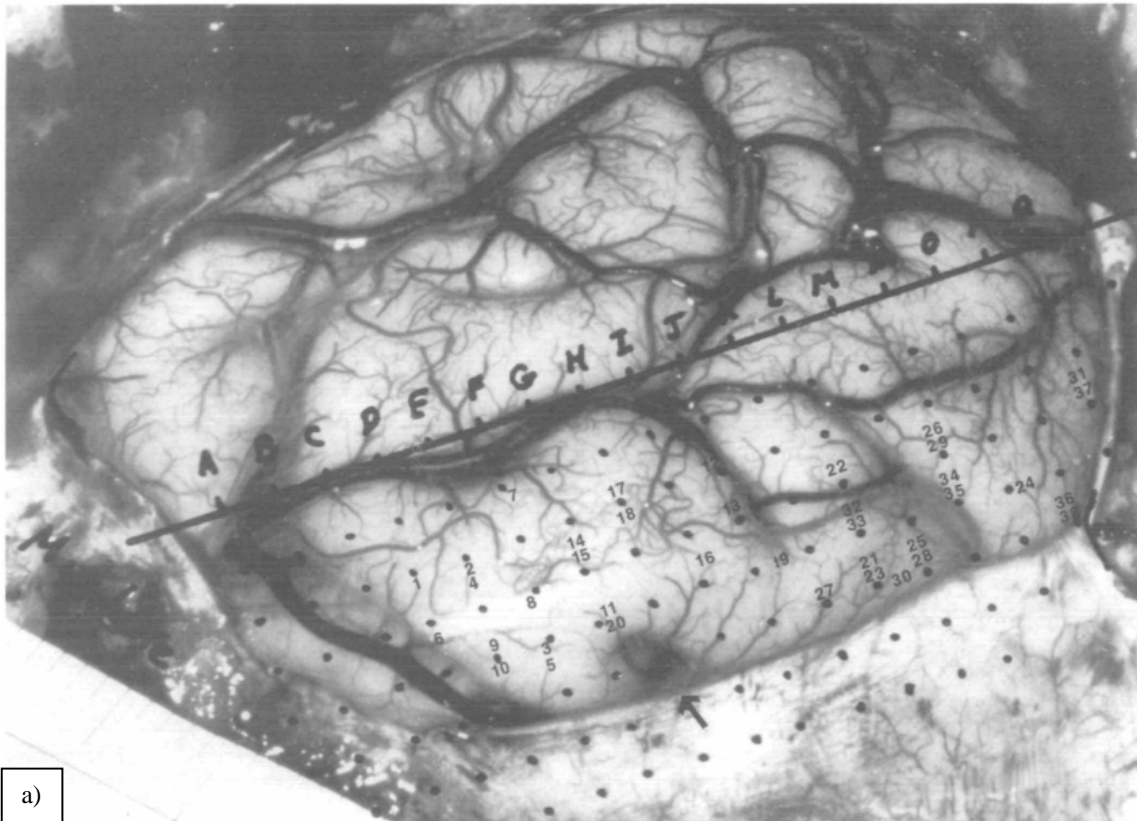
Figura 11

### Implicaciones éticas.

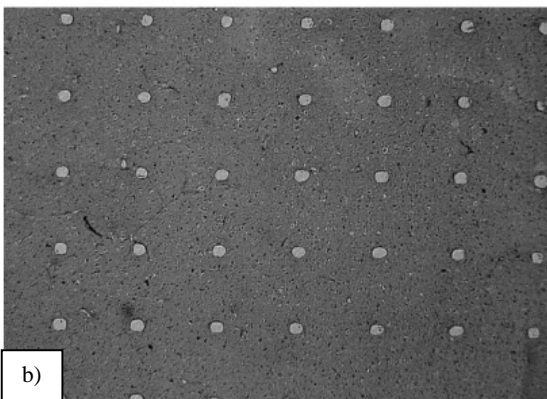
Desde el punto de vista teórico el sistema tridimensional de electrodos antes mencionado puede construirse, sin embargo el hecho de implantarlo a nivel de la corteza occipital conlleva múltiples limitantes y complicaciones quirúrgicas [12]; de las cuáles podemos mencionar las de mayor relevancia:

- Cirugía mayor con alto grado de invasividad (fig.12a).

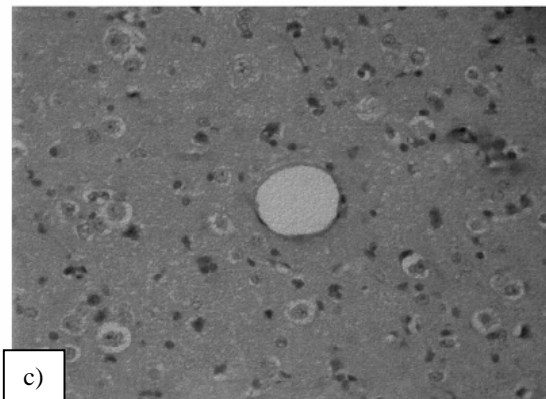
- Pérdida importante de tejido cortical funcional al introducir el entremallado de electrodos, los cuáles desplazan y ocupan el espacio antes utilizado por las neuronas visuales (fig.12b).
- Colonización de microorganismos patógenos (fig.12c).



a)



b)



c)

Figura 12.



### **Inviabilidad de las prótesis corticales.**

Son estas razones las que han impedido el desarrollo de visión artificial a nivel de la corteza occipital, restringiendo las fases experimentales por su alto riesgo exclusivamente a especies animales. Es por eso que en la actualidad, diversos grupos científicos a nivel mundial han optado por la estimulación eléctrica de terminales nerviosas periféricas como retina [13] y nervio óptico [14]; terminales que en teoría, no debieran presentar las mismas limitantes que a nivel de corteza occipital.

### **Implantes retinales.**

La ventaja fundamental de estimular eléctricamente las terminales nerviosas periféricas radica que tanto a nivel de retina como de nervio óptico la reconstrucción de imágenes es posible mediante el uso del concepto teórico: píxeles – fosfenos [15].

De esta manera se retoma el método experimental implementado en un inicio para la producción de visión artificial a nivel de la corteza occipital: el empleo de electrodos ordenados numéricamente en filas y columnas (fig. 13b), con el fin de establecer una correspondencia espacial entre las coordenadas de los electrodos y la localización de los fosfenos reproducidos eléctricamente ahora sobre la superficie de la retina [16,17] como se muestra en la figura 13 b - c.

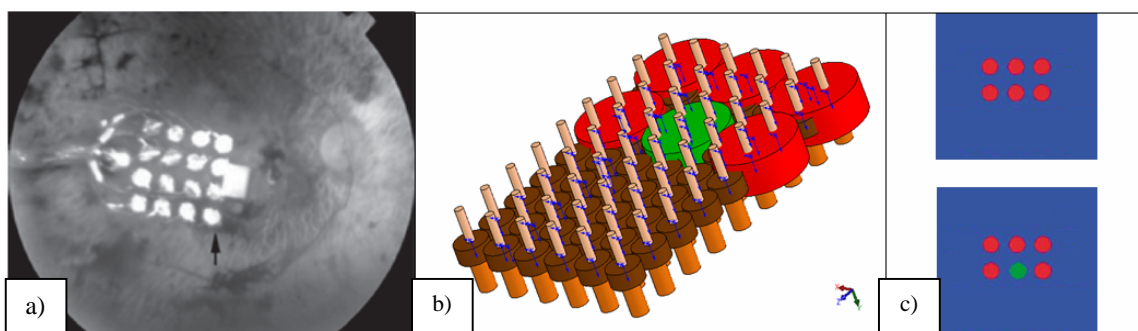


Figura 13.

### Limitante.- fenómeno de superposición.

A diferencia de lo ocurrido a nivel de la corteza occipital, la retina responde a la estimulación eléctrica con la producción de fosfenos de geometría circular en el sitio específico donde se sitúa el electrodo activado (fig. 14a); con la peculiaridad de añadir de manera simultánea fosfenos extras (fenómeno de superposición) en el campo visual de la persona ciega como se muestra en la figura 14b, aún y cuándo éstos se encuentran alejados con una distancia considerable del área de estimulación de los electrodos activos [18].

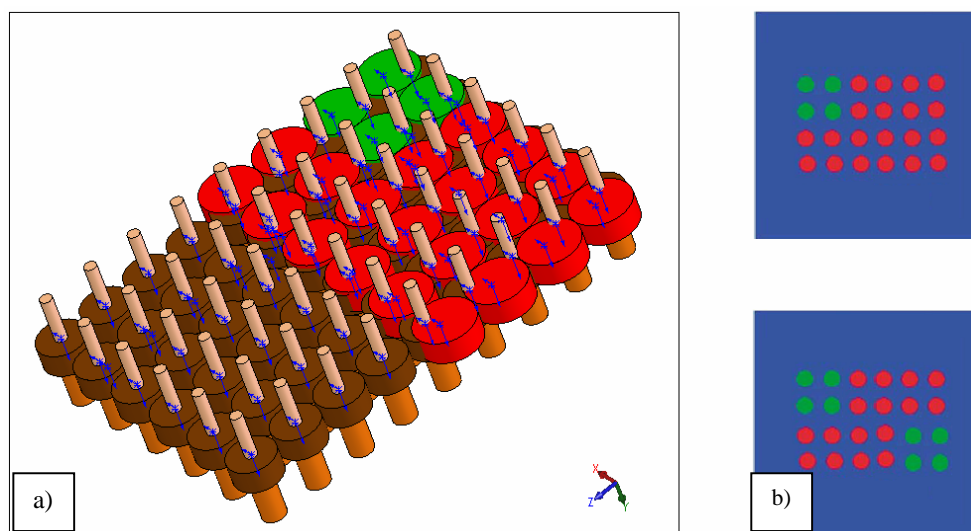


Figura 14.

### Hipótesis:

#### “Dimensiones de los electrodos”

Una de las primeras explicaciones [7] que se atribuyeron a la aparición de dicho fenómeno de superposición se adjudicó a las dimensiones de los electrodos, al considerar que la superficie de éstos hacían contacto con más de 1 campo receptor; por lo que se planteó que al disminuir el tamaño de los mismos, este fenómeno desaparecería al generar un campo eléctrico específico que

impediría la propagación del potencial de acción a campos receptores vecinos (principio de sumación espacial del estímulo) como se muestra en la figura 15.

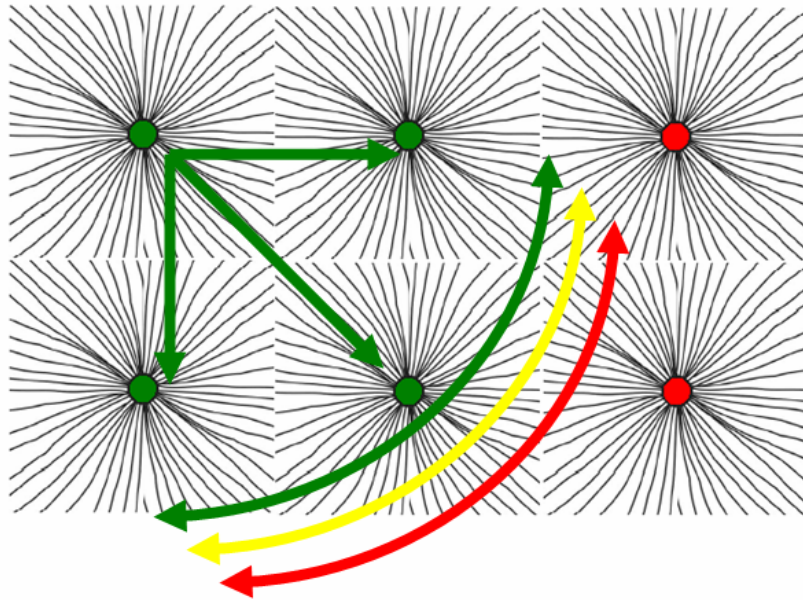


Figura 15.

En el presente, a pesar de la construcción de microelectrodos cuyas dimensiones guardan una relación uno a uno con las neuronas de la retina (fig. 16), el fenómeno de superposición aún prevalece; por lo que intentar obtener una explicación y solución práctica al problema ya citado mediante la disminución del tamaño de los microelectrodos (principio de sumación espacial) es insuficiente

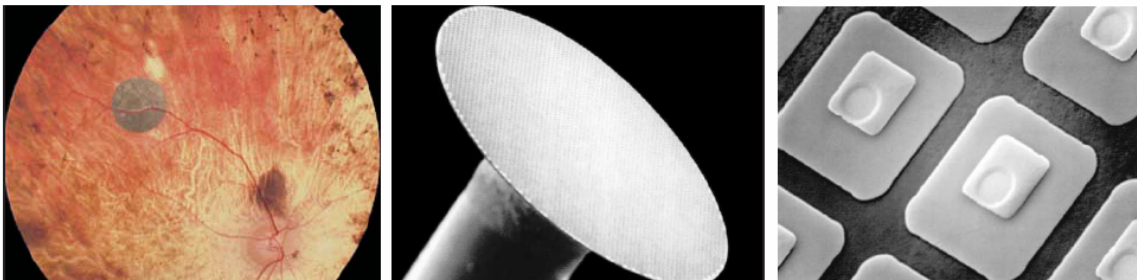


Figura 16.

### “Modelo tridimensional de la retina”

Ahora bien, si consideramos el modelo tridimensional expuesto en la figura 14 se puede observar que la retina es concebida como una estructura plana, cuando en realidad ésta posee la forma de una semiesfera como se muestra en la figura 17 a; a partir de este argumento se especuló que podría eliminarse el fenómeno de superposición al construir un modelo de microelectrodos que se ajustara a la forma cóncava de la retina [19], estimulando así la totalidad de los campos receptores (fig. 17 b).

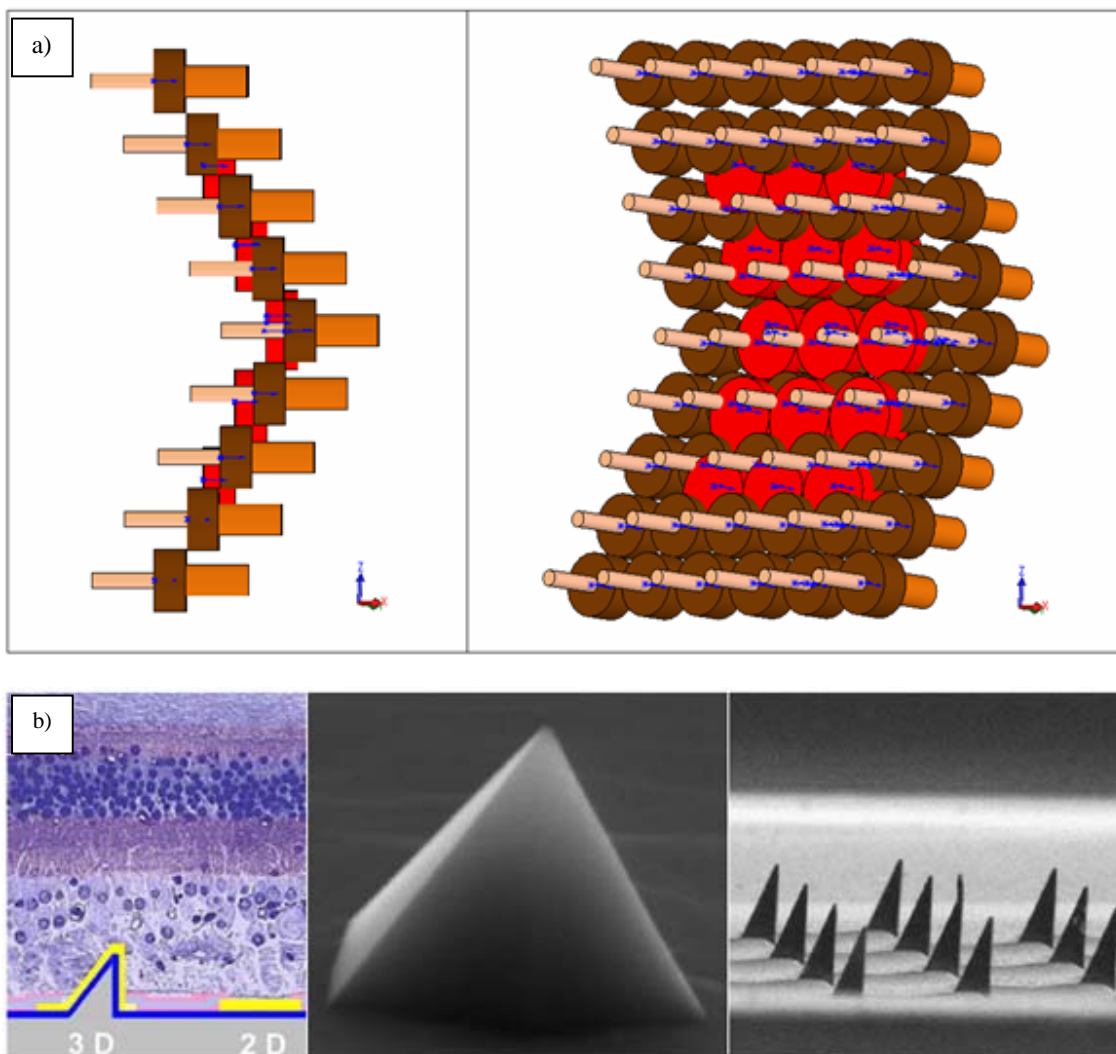


Figura 17.

Pese a este diseño, resultados experimentales recientes [20] muestran: que al activar un electrodo en una posición determinada aún prevalece la activación de células vecinas tanto del mismo grupo como de otros: células ganglionares y bipolares respectivamente (fig. 18); lo que confirma de manera concluyente la ineficacia de reproducir una selectividad eléctrica tanto espacial como por grupo celular.

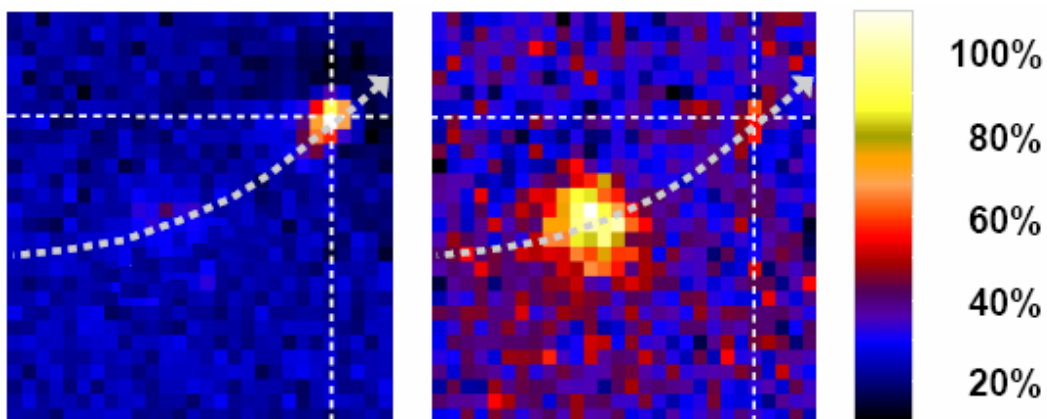
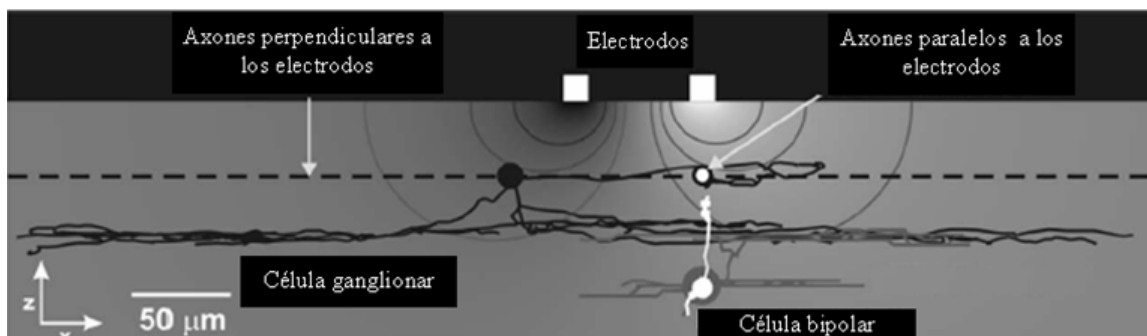


Figura 18.

### “Selectividad eléctrica – espacial”

Sin embargo, métodos experimentales de vanguardia [21] han planteado establecer esta selectividad eléctrica y espacial, mediante el diseño de electrodos cuyo estado de actividad depende de la orientación perpendicular de los axones de las células ganglionares respecto al eje vertical de los electrodos tal y como se muestra en la figura 19.



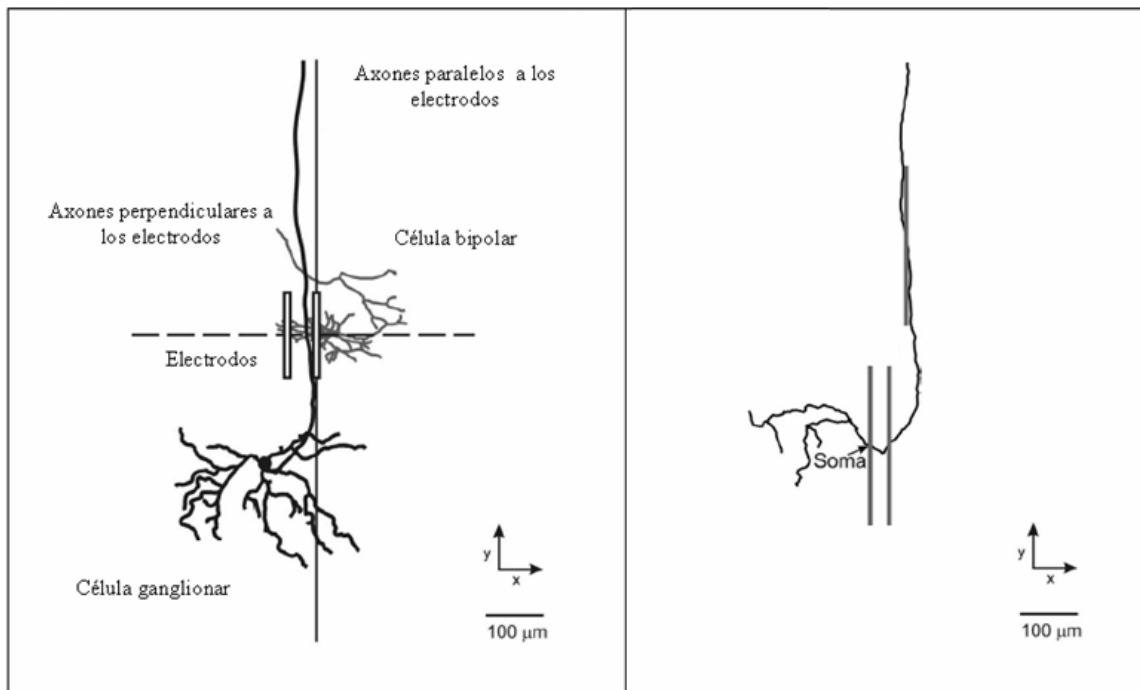


Figura 19.

### Error en el diseño.

El modelo anterior, se sustenta en dos condiciones teóricas que no necesariamente se conservan a nivel biológico: la primera radica en el supuesto, que todo axón ganglionar sigue una trayectoria perpendicular de  $90^\circ$  entre los puntos A, B y C; sin embargo, como puede apreciarse en la figura 20a esto no sucede así, ya que existen diversas trayectorias posibles que puede seguir el axón entre los 3 puntos; por lo que establecer un modelo perpendicular como condición única para la selectividad eléctrica es incorrecto, ya que se excluyen a todos aquellos axones ganglionares que no poseen una trayectoria de  $90^\circ$ .

Ahora bien, el segundo supuesto parte de la condición ideal de que cada electrodo se situará de manera exclusiva sobre un axón individual como se muestra en la figura 20b; cuando esto en realidad es técnicamente irrealizable, ya que las distancias de separación entre axones no es

uniforme (fig. 20c), al punto de que un axón puede situarse por encima de otro como se observa en la figura 20d siendo imposible localizar el axón que se encuentra por debajo de éste.

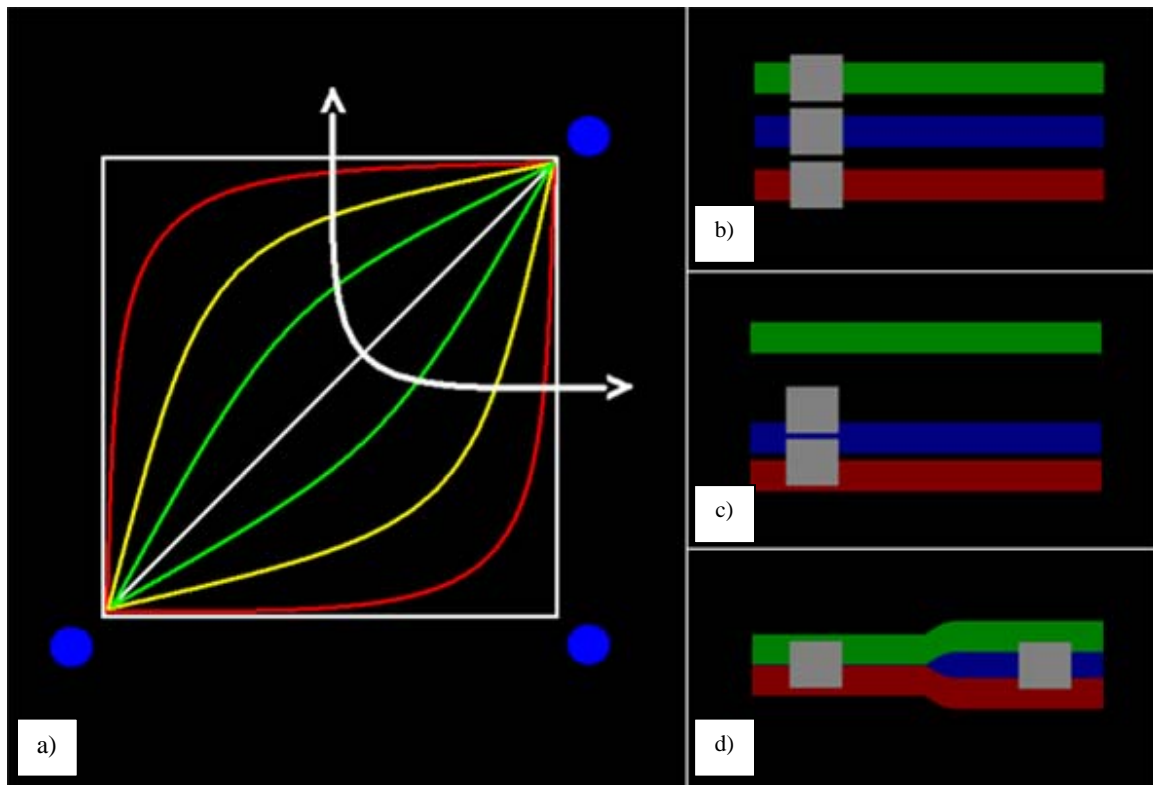


Figura 20.

### Desventajas de los implantes retinales.

Tras un análisis global de los modelos experimentales previamente descritos, se puede concluir que aún y cuándo la retina permite la reconstrucción de imágenes mediante fosfenos; no es posible ubicar de manera dirigida estos fosfenos en coordenadas específicas dentro del campo visual de la persona ciega. Por lo que en el presente, la estimulación eléctrica a nivel de la retina es una opción poco viable que requiere de percibir y replantear el fenómeno de superposición desde otra perspectiva totalmente distinta a las ya existentes.

### Nuevas tendencias.

Un abordaje prometedor a este fenómeno, radica en considerar la existencia de dos subpoblaciones de células ganglionares en la retina: células on y off; las cuáles responden de manera opuesta a la incidencia de luz en el centro o alrededor de un mismo campo receptor (fig. 21a), produciendo ambas células de manera paralela un estado de despolarización e hiperpolarización [22] como se muestra en la figura 21b.

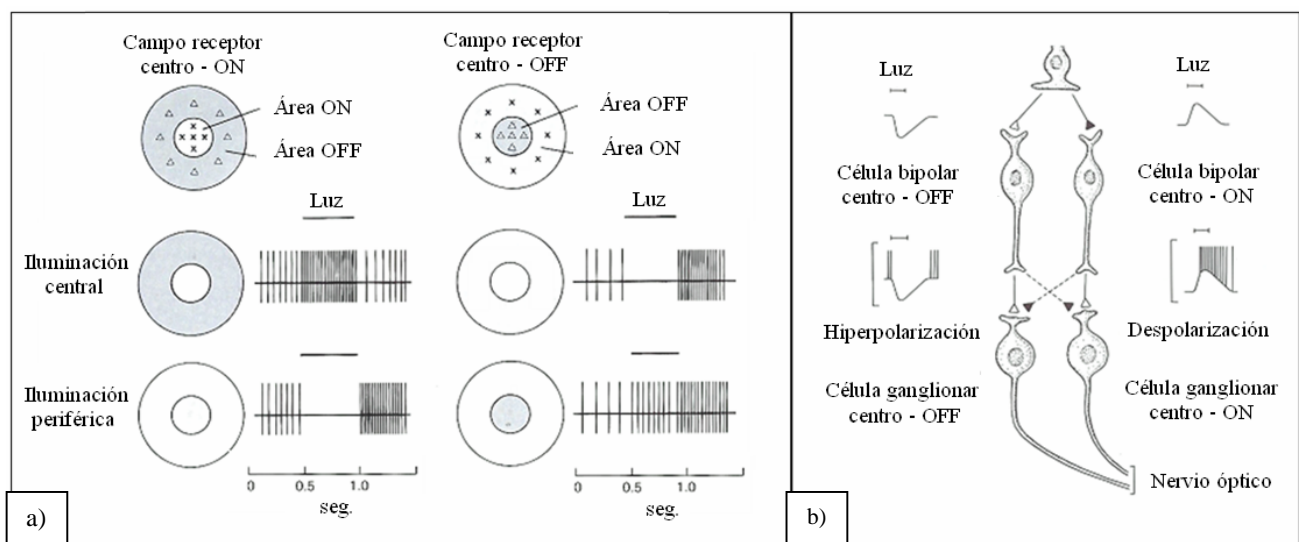


Figura 21.

A partir de este marco teórico, es posible establecer los cuestionamientos que permitan solucionar el fenómeno de superposición: ¿cómo se encuentran distribuidas espacialmente las células on-off en la retina?, ¿hacen estas células sinapsis exclusiva con un solo o múltiples campos receptores?, considerando que se encontraran interconectadas con múltiples campos receptores ¿cuál es el circuito que describe el comportamiento neuronal para generar un fosfeno en una coordenada específica sin que se presente el fenómeno de superposición?

En la actualidad, estas interrogantes [23] representan el contexto teórico de las líneas de investigación de mayor vanguardia en el contexto de visión artificial a nivel de retina; las cuáles,



intentan dilucidar el circuito neuronal que prediga el comportamiento de diversos fosfenos que al interactuar entre ellos formen una imagen [24]; sin embargo hasta la fecha, no existen datos concluyentes al respecto. Debido a ello, grupos científicos a nivel internacional, han planteado la estimulación eléctrica de los axones que conforman el nervio óptico; con la ventaja sustancial de no activar las células ganglionares on – off, al situar los electrodos en una posición subsecuente a éstos como se muestra en la figura 22a.

### ***Implante a nivel de nervio óptico.***

#### **Limitante.- fenómeno de convergencia.**

No obstante, a nivel de nervio óptico se suscita un fenómeno denominado convergencia de fibras nerviosas [25], donde la aferencia proveniente de múltiples campos receptores concurre en un axón único (fig. 22b).

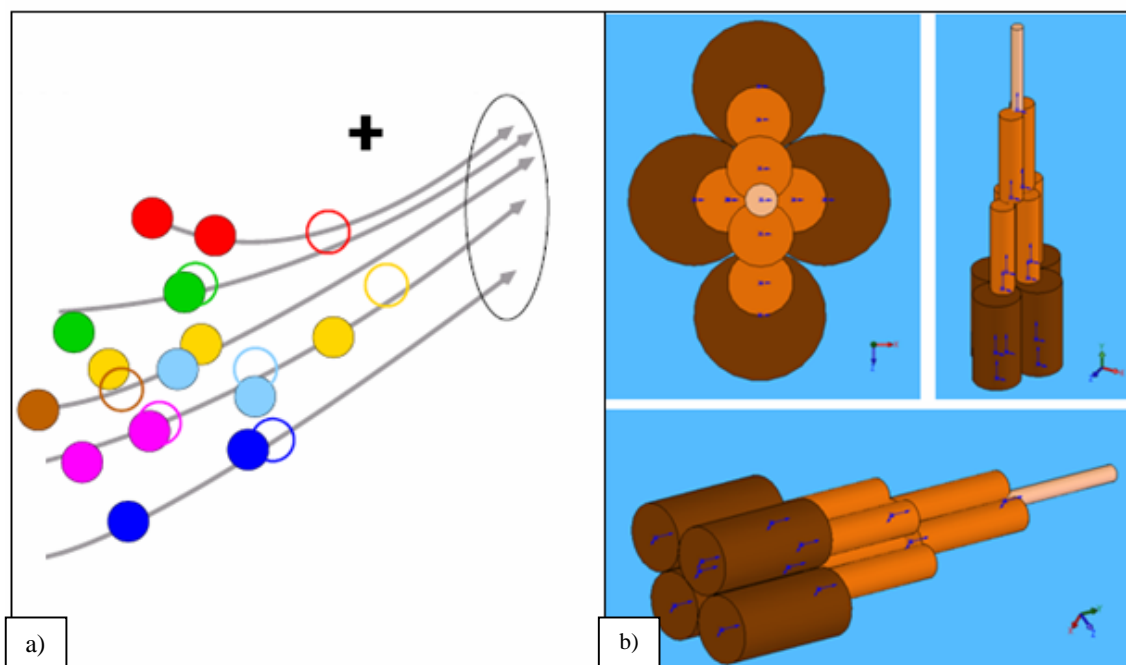


Figura 22.

Por lo que la información que llega a cada axón posee un alto grado de información comprimida; hecho que limita en gran medida el uso del nervio óptico como una opción viable para la producción de visión artificial a nivel periférico [26], al desconocer en su totalidad cuál es el código de procesamiento neuronal que permite la transformación de la información visual de un punto A (células ganglionares) a un punto B (axones del nervio óptico).

### ***Biocompatibilidad***

En las páginas anteriores, se han referido tanto las características como desventajas de cada una de las distintas terminales nerviosas (lóbulo occipital, retina y nervio óptico) en las cuáles puede reproducirse visión artificial; en los párrafos siguientes, se analizará de manera general las implicaciones de biocompatibilidad que poseen los implantes ya descritos (fig. 23a). Considerando trabajos recientes [27] sobre la respuesta inflamatoria alrededor del implante, se han observado cambios histológicos mínimos alrededor de éste como se muestra en la figura 23b. Sin embargo cabe aclarar, que los estudios anteriores se realizaron con prótesis inactivas implantadas en el globo ocular de especies animales por un periodo máximo de 3 meses; lo anterior, con el fin de evaluar exclusivamente la respuesta de rechazo de los tejidos a los materiales de la prótesis.

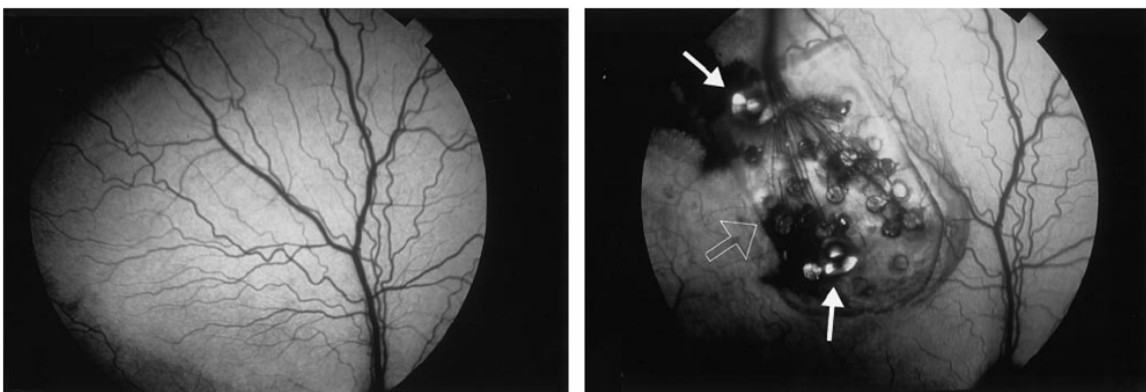


Figura 23a.

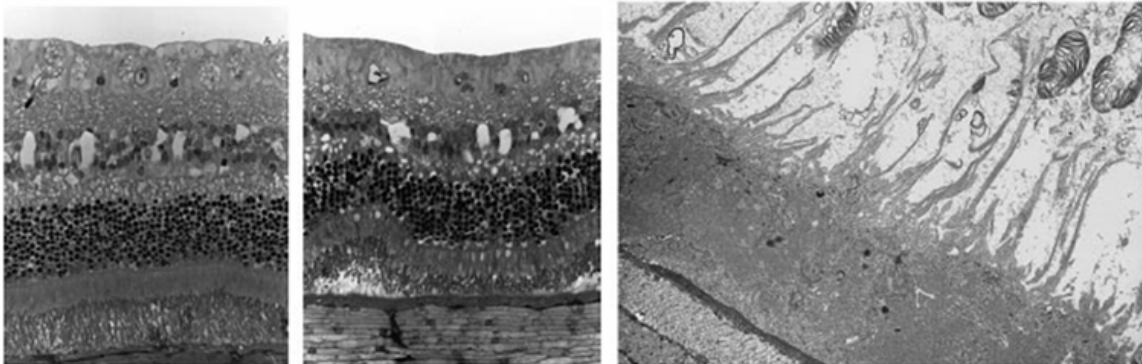


Figura 23b.

Ahora bien, el cuestionamiento pertinente es: ¿que cambios histológicos ocurrirían si la prótesis se encontrara activa? Hasta el momento, no existen suficientes estudios en humanos que consideren el uso prolongado de la prótesis in situ; la mayoría de la evidencia experimental se reduce a periodos de estimulación cortos [28], debido en gran parte a la disipación de calor de la prótesis a estructuras vecinas tal y como se muestra en la figura 24. Considerando que exista un aumento de temperatura significativo en las áreas que rodean al implante, ello implicaría cambios histológicos en estas mismas zonas; la pregunta es: ¿cuál es la ventana temporal en la que empiezan a ocurrir estos cambios?

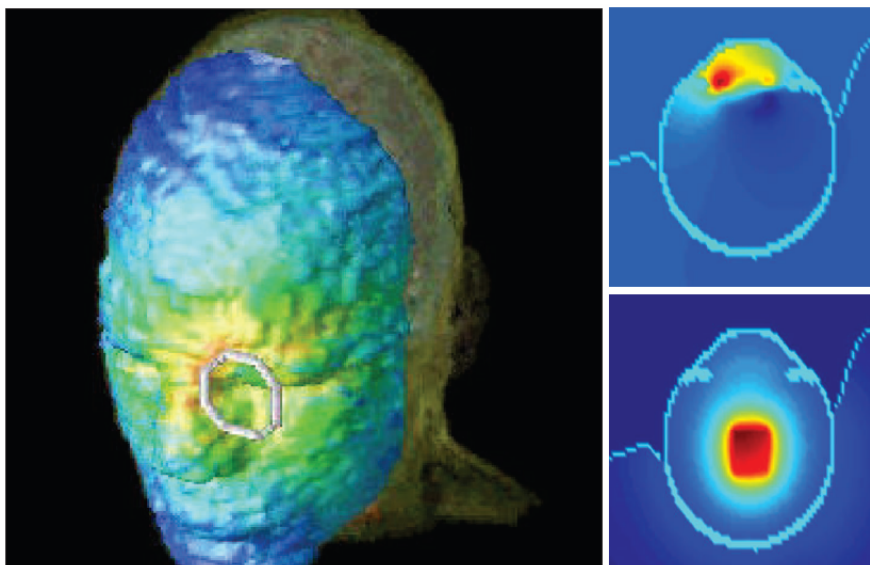


Figura 24.

## ALTERNATIVA.- SUBSTITUCIÓN SENSORIAL.

### *Justificación.*

Con base en los antecedentes antes expuestos se concluye que existen limitantes neurofisiológicas vitales: reconstrucción no controlada de fosfenos en el campo visual de la persona ciega y desconocimiento del código neuronal de procesamiento visual, que impiden el desarrollo de visión artificial tanto a nivel central como periférico, mediante el uso de estimulación eléctrica producida con electrodos.

Es por eso que se propone el empleo de una teoría de reciente aparición en el campo de las neurociencias: sustitución sensorial; dicha teoría establece que a partir del sentido táctil es posible la adquisición de información visual. Esta idea ha revolucionado el concepto que se tenía acerca de que cada sentido se limitaba a una percepción específica: ojo - información visual; este hecho ha permitido establecer una interconexión directa entre todos los sentidos, dónde cada uno de ellos posee la facultad de procesar y comprender percepciones ajenas a su función específica como se muestra en la figura 25.

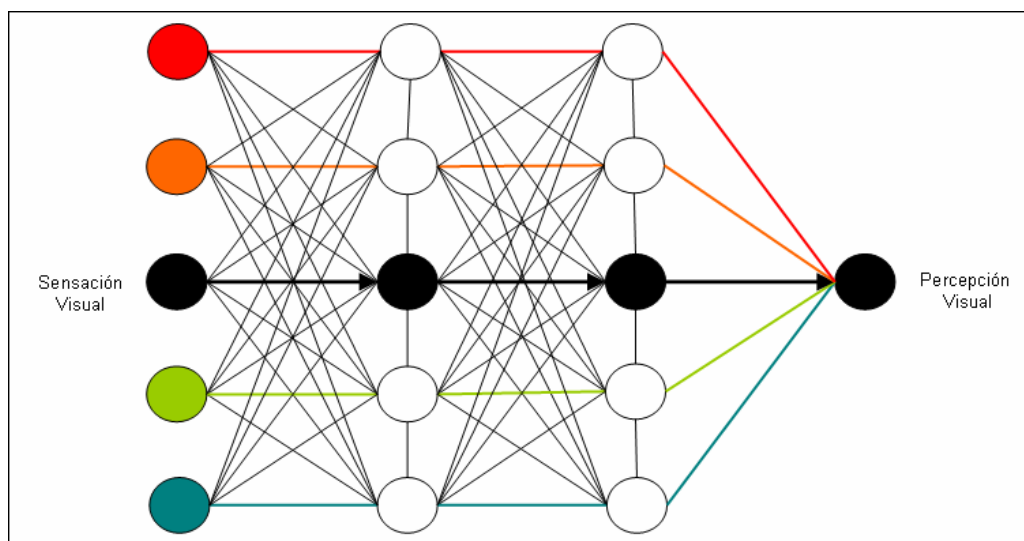


Figura 25.

### **Antecedentes filosóficos.**

#### **Primer periodo.**

El origen del concepto de sustitución sensorial se remonta 300 años atrás, periodo durante el cual se establecen los fundamentos filosóficos de dicha teoría. Su primera etapa da inicio, cuando William Molyneux en 1688 formula a John Locke a través del *Essai Philosophique concernant L'Entendement* la siguiente pregunta:

“Un hombre, ciego de nacimiento, tiene en sus manos un globo y un cubo del mismo tamaño y se le ha enseñado o dicho cuál se llama globo y cuál cubo, de tal manera que los distinga fácilmente por medio del tacto o al sentirlos; luego se le quitan y se dejan sobre una mesa. Supongamos que se le restaura la vista; ¿podría, por medio de ella, antes de tocarlos, saber cuál es el globo y cuál es el cubo?”, como se muestra en la figura 26.

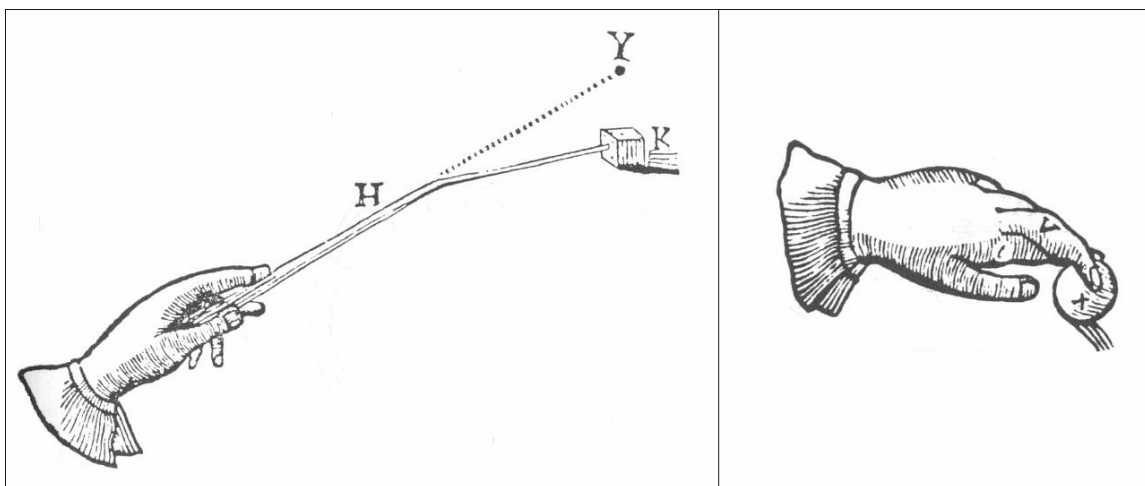


Figura 26.

Tanto Locke como Molyneux responden a esta interrogante con una negativa; las razones que sostiene Molyneux, Locke las cita en su tratado denominado “Ensayo sobre el entendimiento humano [29]” y son:

“No, pues aun cuando haya obtenido la experiencia de cómo afectan un globo y un cubo su tacto, aún no tiene la experiencia de que lo que afecta su tacto de cierta manera, debe afectar su vista; o de que un ángulo protuberante en el cubo que presiona su mano de manera desigual, ha de aparecer a sus ojos como lo hace el cubo”, como se muestra en la figura 27.

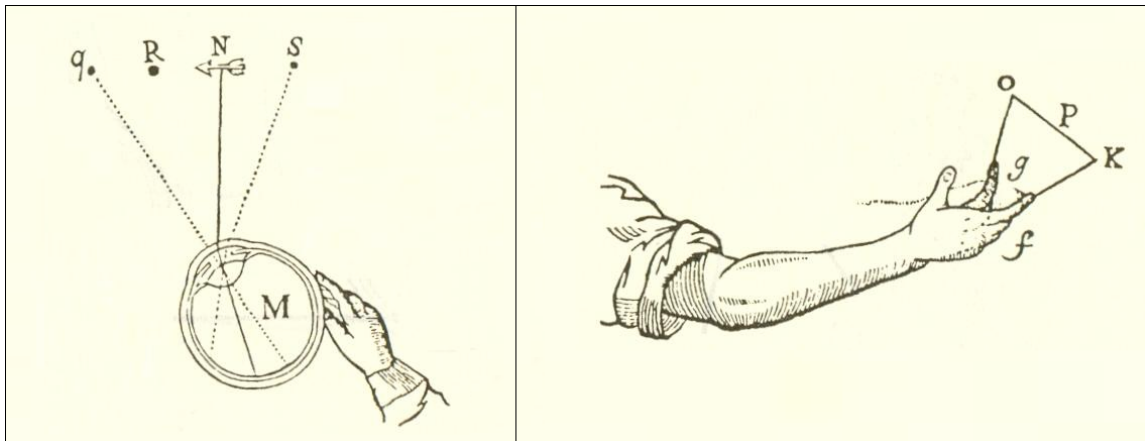


Figura 27.

### Segundo periodo.

La segunda etapa se suscita cuando George Berkeley retoma el problema de Molyneux en su obra titulada “Nueva Teoría de la Visión [30]”, trabajo que representa el punto de partida de toda teoría sobre percepción visual; al afirmar que para entender ésta, lo que se tiene que explicar es el origen del juicio, problema propio de la filosofía especulativa (teoría del conocimiento) y no de la óptica geométrica ni de la anatomía (postura de Descartes en el *Traité de l’homme* [31]) como se muestra en la figura 28.

Tanto Molyneux, Locke y Berkeley, coinciden en términos generales en los argumentos que sustentan la respuesta negativa; los elementos centrales que conforman esta explicación, se encuentran contenidos en la obra “Nueva Teoría de la Visión” y son:

1.- La experiencia como el origen de las ideas.

2.- El hábito que representa la repetición de esta experiencia.

3.- La inferencia que significa asociar lo visto con lo no visto, o una percepción actual con una recordada; siendo esto posible, gracias a las 2 condiciones anteriores.

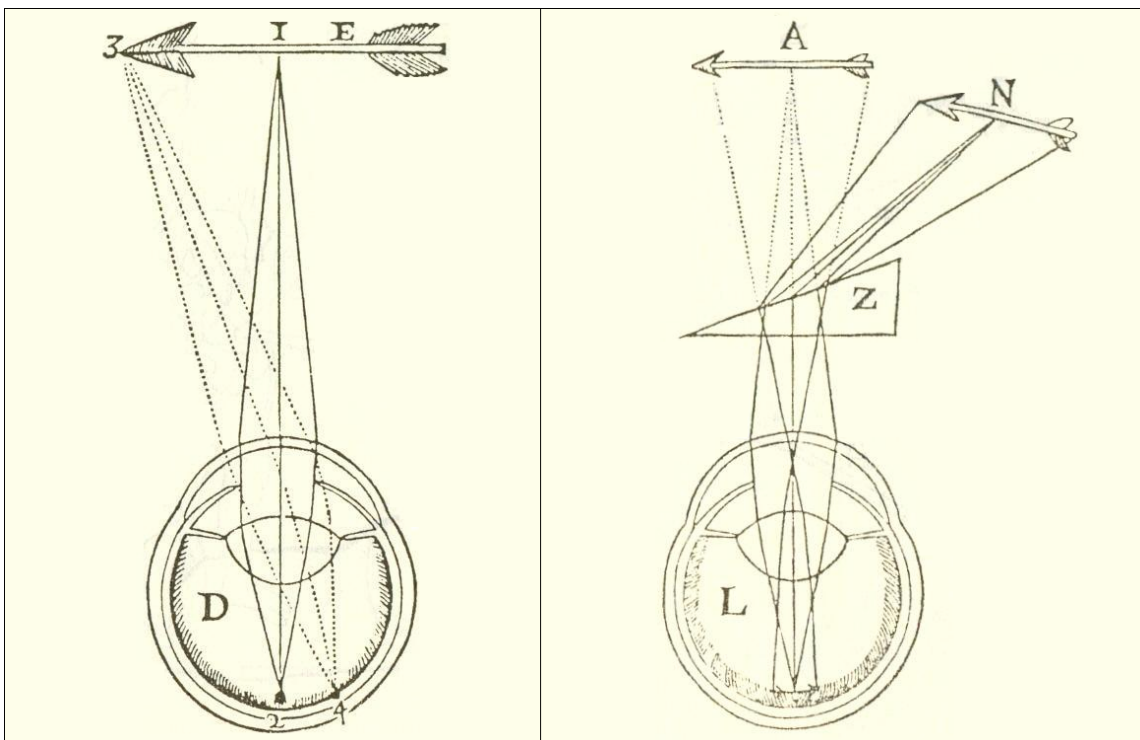


Figura 28.

### Tercer periodo.

La tercera etapa, la podemos caracterizar como aquella en la cuál los ilustrados franceses retoman el problema de Molyneux; si bien, sólo Voltaire (Francois Marie Arouet) acepta la teoría de Berkeley de manera incondicional, la gran mayoría de los ilustrados adopta dicha teoría como un punto de partida.

Voltaire [32] siguiendo a Berkeley, considera que la percepción visual comprendida como un proceso inferencial (resultado de la experiencia o hábito) no puede explicarse mediante la óptica geométrica; para prueba empírica de ello, aparece en 1729 el reporte (en el Royal Society) del primer caso real de un paciente ciego de nacimiento que se le restaura la visión mediante un acto quirúrgico [33], citando al Dr. Chesselden:

“Este joven de 14 años vio la luz por primera vez. Su experiencia confirmó todo lo que Locke y Berkeley habían previsto. Por mucho tiempo no distinguió magnitudes, situaciones ni figuras”

“No podía distinguir lo que, con ayuda de las manos, había juzgado angular; ni discernir con sus ojos, si lo que sus manos habían sentido que estaba arriba o abajo, estaban en efecto arriba o abajo. Muy lejos estaba de conocer las magnitudes, pues tras haber finalmente concebido por la vista que su casa era más grande que su cuarto; él no concebía cómo la vista podía dar inmediatamente esta idea. No fue sino al cabo de dos meses de experiencia, que pudo percibir que los cuadros representaban cuerpos sólidos; sólo tras un largo periodo de entrenamiento de este nuevo sentido en él, adquirió la sensación de que en el cuadro se pintaban cuerpos y no sólo superficies, por lo que movió la mano y se sorprendió de no encontrar con sus manos estos cuerpos.”

Este caso según Voltaire, representa una prueba irrevocable de que la manera como vemos las cosas no es, para nada, la serie inmediata de los ángulos formados en nuestros ojos (postura de Descartes); pues esos ángulos matemáticos estaban en los ojos de este hombre y no le sirvieron de nada sin el auxilio de la experiencia visual (fig. 29)

Condillac [34] y Diderot [35] a diferencia de Voltaire, si bien coinciden con Molyneux, Locke y Berkeley en la respuesta negativa al problema; no concuerdan totalmente con sus argumentos. Inclusive, señalan algunas críticas a estos autores; por ejemplo, Condillac en su *Essai sur l'origine*



des connoissances humaines critica algunas ideas centrales de éstos, al no aceptar su argumento fundamental sobre la dicotomía total entre las ideas visuales y táctiles.

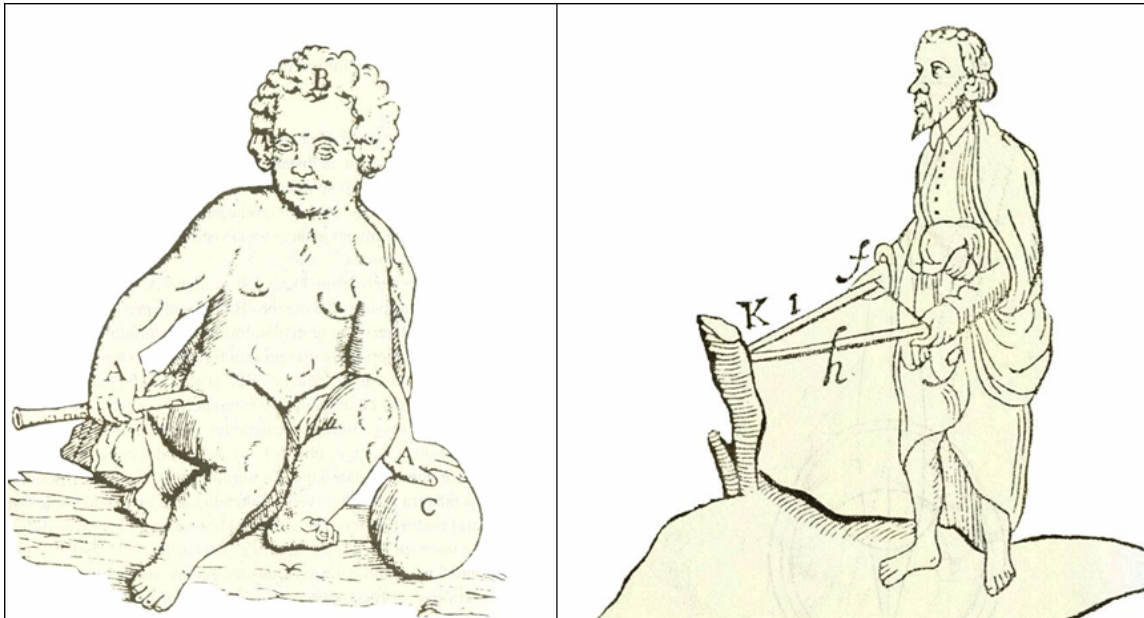


Figura 29.

### Análisis.

Dentro del espacio histórico que comprende el problema de Molyneux, surgen 2 posturas opuestas respecto a la respuesta posible; no, es la respuesta establecida por Molyneux, Locke, Berkeley y aquellos que consideran que para que exista percepción visual debe existir experiencia visual previa.

En el caso de quienes dan una respuesta afirmativa, asumen (contrario a los preceptos del grupo conformado por Molyneux) que existe una conexión (concordancia) entre las ideas del tacto y las visuales, los argumentos de estos representantes son:

Gottfried William Leibniz [36], considera que hay una relación entre las ideas de diversos sentidos, es decir, entre mi idea visual y mi idea táctil; pues ambas las he adquirido por los principios de la razón. Para Leibniz el conocimiento que tiene el ciego de las figuras geométricas por medio del tacto, corresponden a ideas verdaderas; es decir, ideas claras y distintas. Por lo que la persona ciega puede y debe tener el mismo tipo de ideas aun cuando las haya adquirido por medio de diferentes sentidos.

Para Edward Synge, el argumento central de su respuesta afirmativa al problema de Molyneux, es su distinción entre ideas e imágenes, la cual en sus propias palabras, significa:

“Llamo idea, a toda noción de cualquier cosa que un hombre considera e imagen sólo a aquella noción que un hombre considera de una cosa visible como visible”

A partir de esta distinción, Synge infiere que el ciego que ve por primera vez las figuras geométricas, las puede distinguir por las siguientes razones:

- 1.- Un hombre ciego de nacimiento puede tener una idea verdadera (aunque quizás no perfecta) de un globo y de un cubo, así como de alguna diferencia entre ellos. Esto parece evidente, ya que es capaz de distinguir uno de otro, por medio del tacto.
- 2.- Un hombre que siempre ha estado completamente ciego y mientras permanezca así, no podrá tener en su mente una imagen ni de un cubo ni tampoco de un globo.
- 3.- Una vez que recupere el sentido de la visión, podría con la vista sola, al percibir la semejanza y la diferencia entre las ideas y las imágenes; distinguir un cubo de una esfera, pues él debe percibir las concordancias entre la ideas de globo que tenía antes de ver y la imagen del globo que ahora adquirió por la vista.

**Sustento científico.**

No fue sino hasta el advenimiento de la resonancia magnética funcional (IRMf), cuando se establece una respuesta con base en un criterio científico; la evidencia experimental que da sustento a la respuesta afirmativa del problema de Molyneux, considera los resultados derivados de un ensayo clínico [37] en el que se enseña a pacientes ciegos de nacimiento (congénitos) lectura braille.

Al inicio del estudio, se obtienen imágenes mediante IRMf de distintas áreas de la corteza cerebral de estos pacientes, los cuáles aún no poseen una comprensión y desempeño adecuado en la lectura braille; por lo que la imagen obtenida muestra actividad cortical limitada exclusivamente al área motora (lóbulo temporal) como se muestra en la figura 30a, lo que confirma que los pacientes ciegos tienen una percepción táctil del código braille más no una percepción visual de éste, es decir, son capaces de sentir con sus dedos las letras (idea táctil) más no de visualizarlas (idea visual).

Sin embargo, ¿qué ocurre cuando estos mismos pacientes ciegos tienen un periodo de aprendizaje significativo (experiencia) del código braille?

Lo que la IRMf muestra es una disminución gradual de la actividad neuronal del área motora, hasta ser substituida en su totalidad por el área visual (lóbulo occipital) como se muestra en la figura 30b.

Lo anterior, no sólo confirma una concordancia real entre las ideas táctiles y visuales (el paciente no siente las letras en sus dedos, las visualiza) sino además establece que una percepción espacial (antes denominada percepción visual) puede reproducirse a través de cualquier sentido (en este caso sensación táctil) y no solo mediante la visión.

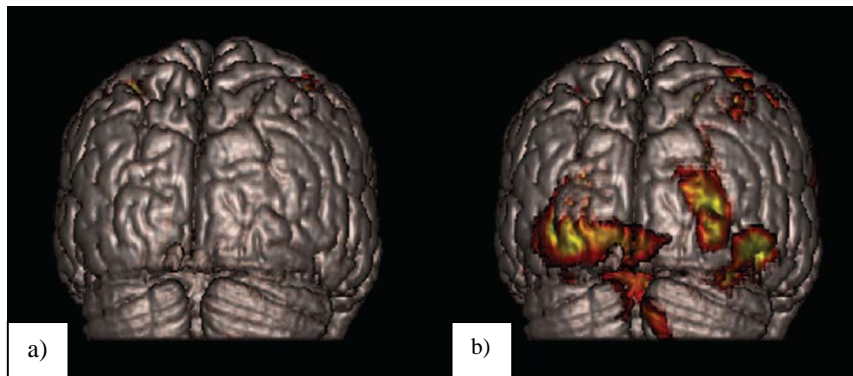


Figura 30.

Del argumento previo, surge un concepto que trasciende más allá del problema de Molyneux: plasticidad cerebral [38]; esto es, que el lóbulo occipital es capaz de interpretar un estímulo no visual proveniente de un órgano receptor que no es el ojo (ejemplo, palma de la mano) como un estímulo visual. Inclusive aún, este órgano receptor de novo (substituto sensorial) además de utilizar sus relevos naturales (vías ascendentes y descendentes entre el órgano receptor y la corteza cerebral propios del sentido) crea interconexiones de asociación entre distintas áreas corticales (área táctil y visual) como se muestra en la figura 31.

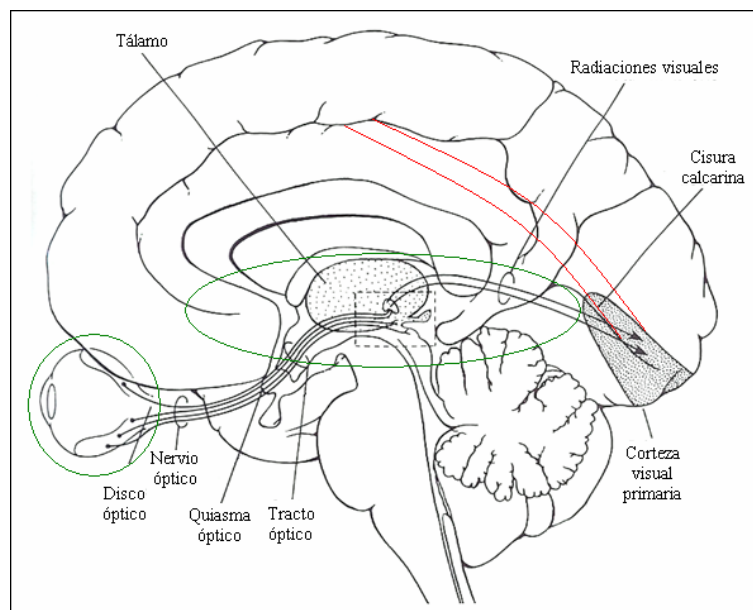


Figura 31.

A partir de este hecho, surge la alternativa de producir visión artificial mediante una sensación táctil; es decir, recrear punto por punto en la piel del individuo ciego imágenes mediante el concepto teórico: píxeles – fosfenos (ahora denominados “puntos de contacto”, percepción táctil descrita como la sensación de presión en un punto fijo de la piel) como se muestra en la figura 32; con la ventaja fundamental de poder reconstruir de manera controlada los píxeles – fosfenos en el campo visual de la persona ciega a diferencia de lo acontecido en la retina, así como la libertad de establecer un código de procesamiento visual propio sin necesidad de descifrarlo como sucede en el nervio óptico.

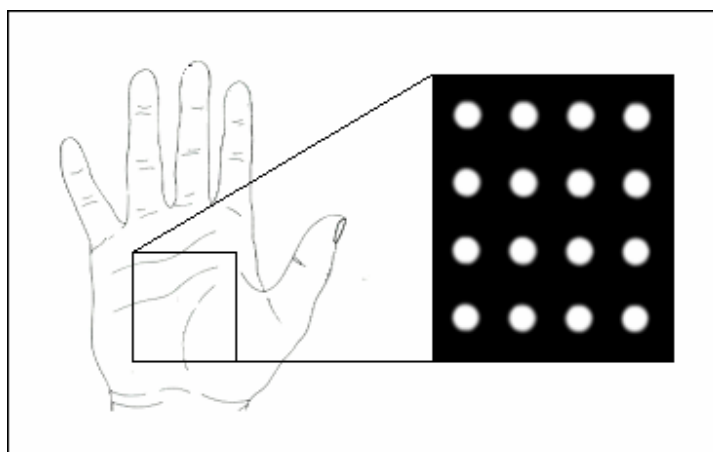
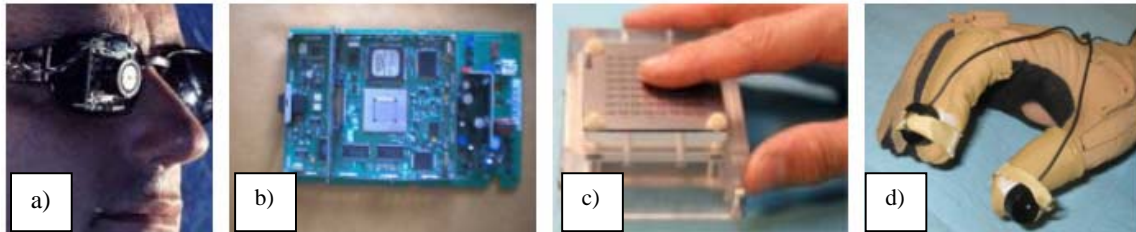


Figura 32.

Por lo que en conclusión, el término visión artificial humana se refiere a la adquisición de imágenes por sensores no biológicos que procesan la escena visual mediante la fragmentación de sus componentes esenciales a través de una interfase que transduce dichos patrones de información a códigos neurales específicos; que al estimular con un mecanismo efector terminales nerviosas periféricas reconstruyen de forma integral, píxel por píxel, las señales espaciales anteriormente comprimidas en intensidad, duración y frecuencia como se muestra en el esquema 1.

**INNOVACIÓN TECNOLÓGICA.- Prótesis de sustitución sensorial visual.**



Esquema 12. - Tecnología paralela constituida por los módulos de detección (a) e interfase (b) interconectadas entre sí con un mecanismo efector vibrotáctil (c). Prototipo de microestimulación que al miniaturizarse generacionalmente, es montado en un guante háptico como se muestra en la imagen (d)

**DESARROLLO. Fase I.- Diseño, construcción y caracterización de la prótesis.**

**Principio de funcionamiento.**

Ahora bien, el cuestionamiento pertinente es: ¿a partir de que principio electro – mecánico es posible reconstruir los puntos de indentación sobre la piel de la persona ciega (fig. 33) mediante una prótesis de sustitución sensorial?

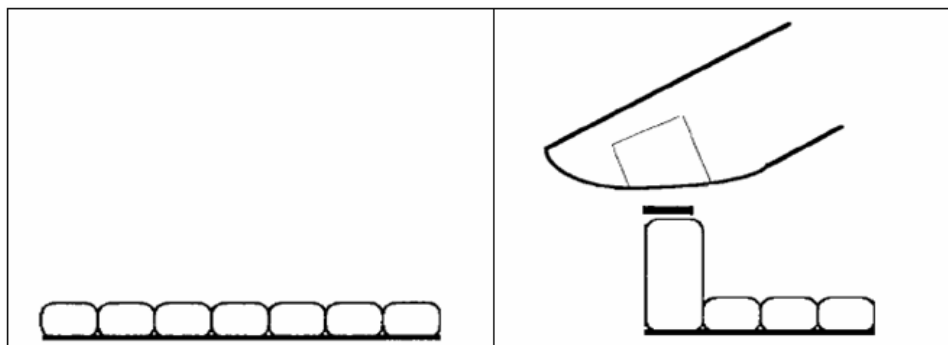


Figura 33.

### Diseño conceptual.

Para ello se plantea el uso de un sistema de solenoides en un arreglo matricial de filas y columnas como se muestra en la figura, los cuáles al generar un campo electromagnético desplazan en el eje vertical un elemento magnético (imán) contenido en un pin (barra efectora) como se muestra en la figura 34; el mecanismo antes descrito permite situar de manera controlada coordenadas de puntos para la reconstrucción de imágenes.

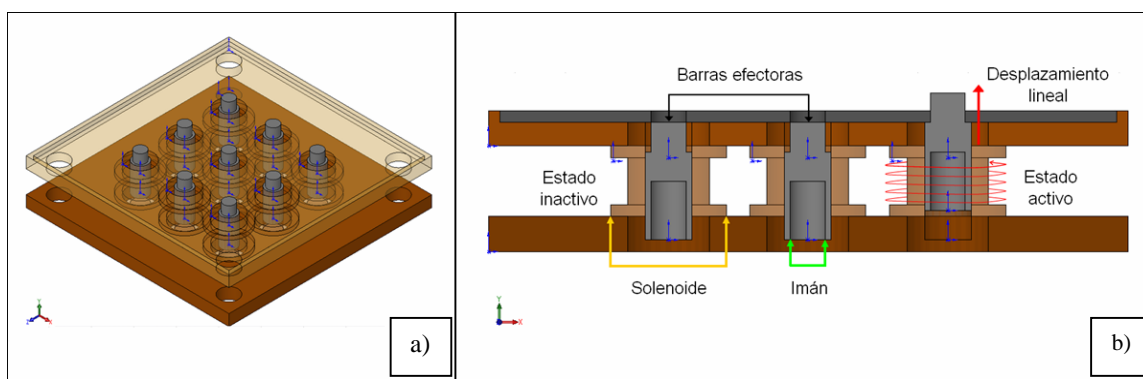


Figura 34.

Se ha comentado a lo largo de éste trabajo, el empleo de la piel para la reconstrucción de los puntos de indentación; no obstante, la topografía de la misma difiere de manera tal que existen zonas en las que hay un número reducido de mecanoreceptores (receptores especializados en la percepción de diversas sensaciones táctiles: presión, vibración, temperatura, tacto grueso y fino) separados entre sí por grandes distancias como en la espalda; en contraposición, la palma de la mano posee la mayor densidad de mecanoreceptores en todo el cuerpo; lo que hace de ésta, la topografía ideal para establecer la mayor relación de puntos de indentación por unidad de área (fig. 35).



Figura 35.

### **Especificaciones.**

Una vez establecida la topografía blanco, es necesario definir las variables que determinan la capacidad para introducir el mayor número de solenoides por área palmar:

- 1.- Distancia de separación mínima entre 2 barras efectoras.
- 2.- Forma de la cara superior de la barra efectora.
- 3.- Superficie total de la barra efectora en contacto directo con la piel.
- 4.- Distancia de desplazamiento vertical de la barra efectora sobre la piel.
- 5.- Umbral absoluto de presión de la barra efectora sobre la piel.
- 6.- Requerimientos temporales de estimulación efectiva.
- 7.- Sincronía entre sets de estímulos.

### **Análisis**

Es conveniente mencionar que las variables antes comentadas han sido analizadas ya por otros grupos científicos [39,40], pero con la salvedad de que el grupo de estudio se encuentra conformado por sujetos sin minusvalía visual; hecho que impide retomar los resultados obtenidos por éstos para la manufactura de la prótesis de sustitución sensorial, ya que se debe considerar que las personas ciegas poseen un mayor grado de agudeza táctil (fenómeno denominado manos ciegas); hecho que brinda en teoría la posibilidad de introducir un mayor número de solenoides por unidad de área que en individuos sanos.



Fue por eso necesario, llevar a cabo fases experimentales que permitieran dilucidar hasta que punto es factible disminuir tanto la distancia como el área de las barras efectoras en personas ciegas; esto con la finalidad de reducir al máximo posible las dimensiones del arreglo matricial de solenoides como se muestra en la figura 36a, y que permitieran a su vez la percepción precisa de puntos de indentación bien definidos como se muestra en la figura 36b.

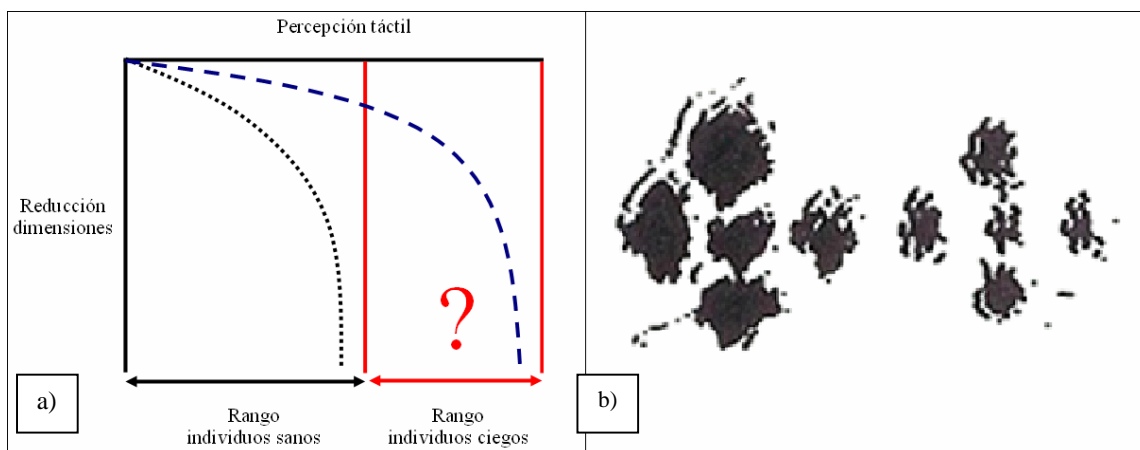


Figura 36.

#### Diseño de detalle.

#### *Base superior e inferior.*

#### Experimento 1.- Distancia de separación mínima.

La distancia de separación mínima desde el punto de vista neurofisiológico se describe como la capacidad del individuo para identificar y discriminar 2 estímulos táctiles presentados de manera simultánea (fig. 37a); lo que le permite así, percibir ambos puntos de indentación como 2 elementos únicos e independientes entre sí, factor clave para la reconstrucción de imágenes punto por punto (fig. 37b).

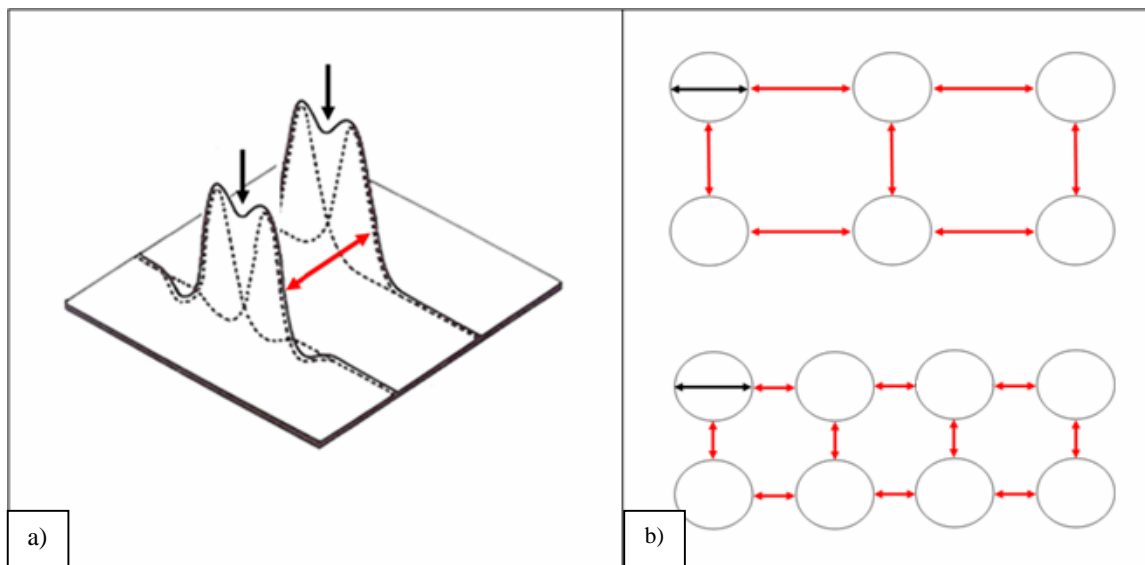


Figura 37.

Para determinar experimentalmente la característica anterior, se diseñó mediante un software asistido por computadora arreglos matriciales de solenoides de  $3 \times 3$  (fig. 38a), manteniendo constante tanto el área total de la cara superior que contiene a los solenoides como el número de éstos; modificando así, exclusivamente la distancia que separa cada solenoide como se muestra en la figura 38b, lo anterior con el fin de manufacturar un prototipo por cada diseño, donde la distancia entre los solenoides se reduce gradualmente

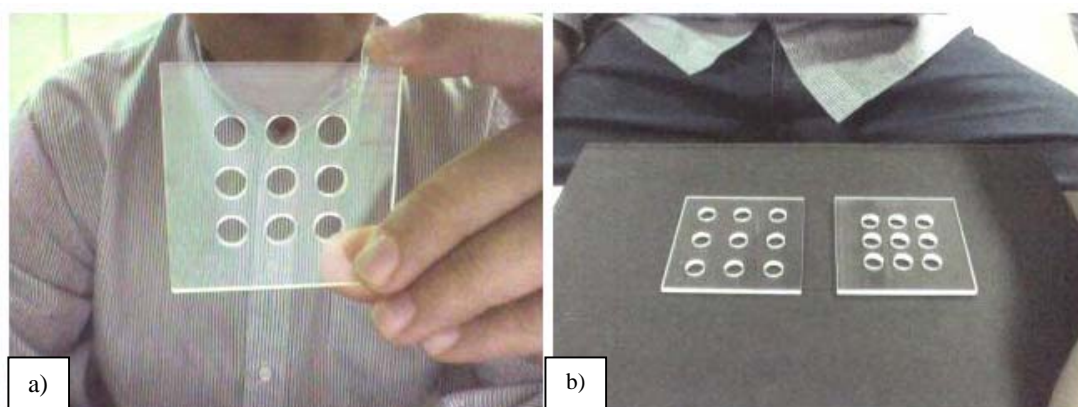
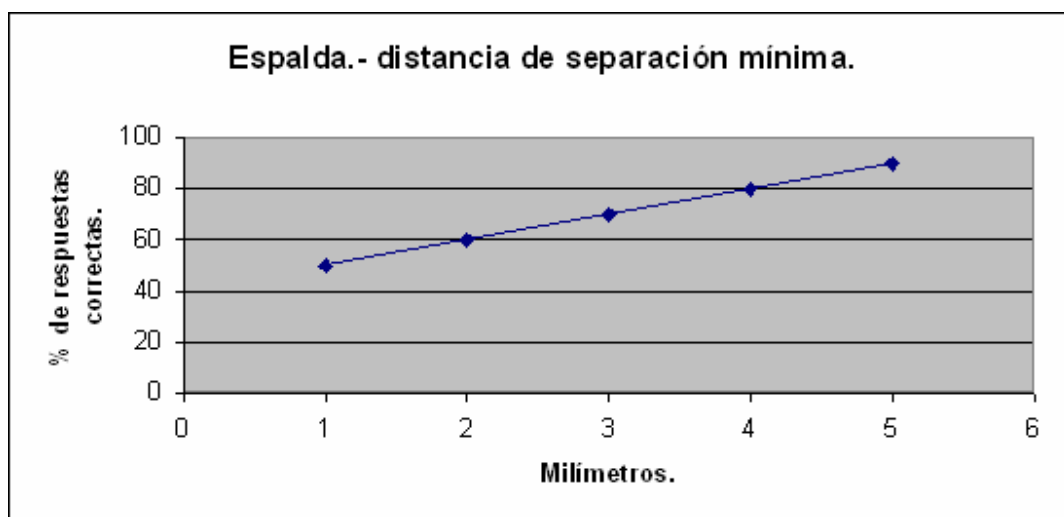
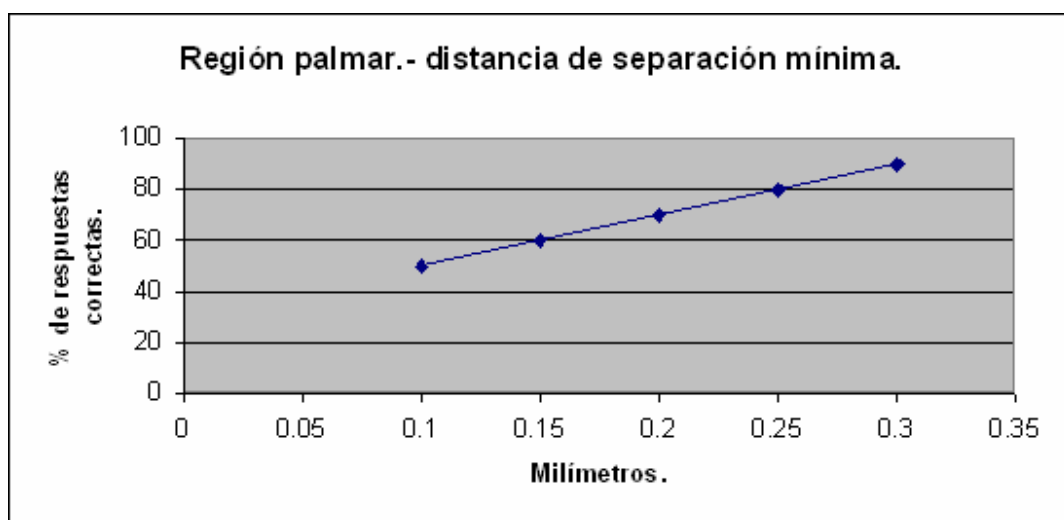


Figura 38. a) Base inferior de acrílico con 9 barrenos en un arreglo de  $3 \times 3$ , b) Bases en las que puede apreciarse que la distancia entre barrenos en cada una es diferente.

**Resultados.**

La asíntota de separación milimétrica perceptible entre 2 puntos (rango interpixel) se expone en las gráficas siguientes. Datos experimentales que evidencian a la región palmar como la zona anatómica con mayor capacidad resolutive para distinguir 2 estímulos táctiles de manera independiente, sin que haya superposición de ambas indentaciones en un punto único.



Gráficas 2 y 3.

**Carretes.**

A cada uno de los carretes de acrílico manufacturados, se les enrolla alambre magneto sobre su eje como se muestra en la figura 39; formando así, un solenoide, el cual es un elemento que al aplicarle un voltaje determinado, genera un campo magnético que desplaza en sentido vertical el electroimán contenido en la barra efectora. Cabe mencionar, que se desarrollaron solenoides con diferentes números de vueltas de alambre magneto; lo anterior, con el fin de obtener solenoides con diversos rangos de magnetización.



Figura 39.

**Barras efectoras.****Experimento 2.- Cara superior de la barra efectora.**

Una vez construidas tanto las bases como los carretes, se procedió a la manufactura de las barras efectoras que se encuentran contenidas en cada solenoide. Para ello se planteó el modificar tanto la geometría como la superficie de contacto (fig. 40a) de las barras efectoras en grupos de 9; esto con la finalidad de producir una variedad geométrica por cada prototipo construido (arreglo matricial de 3 x 3 que presenta una distancia de separación entre solenoides específica) como se muestra en la figura 40b.

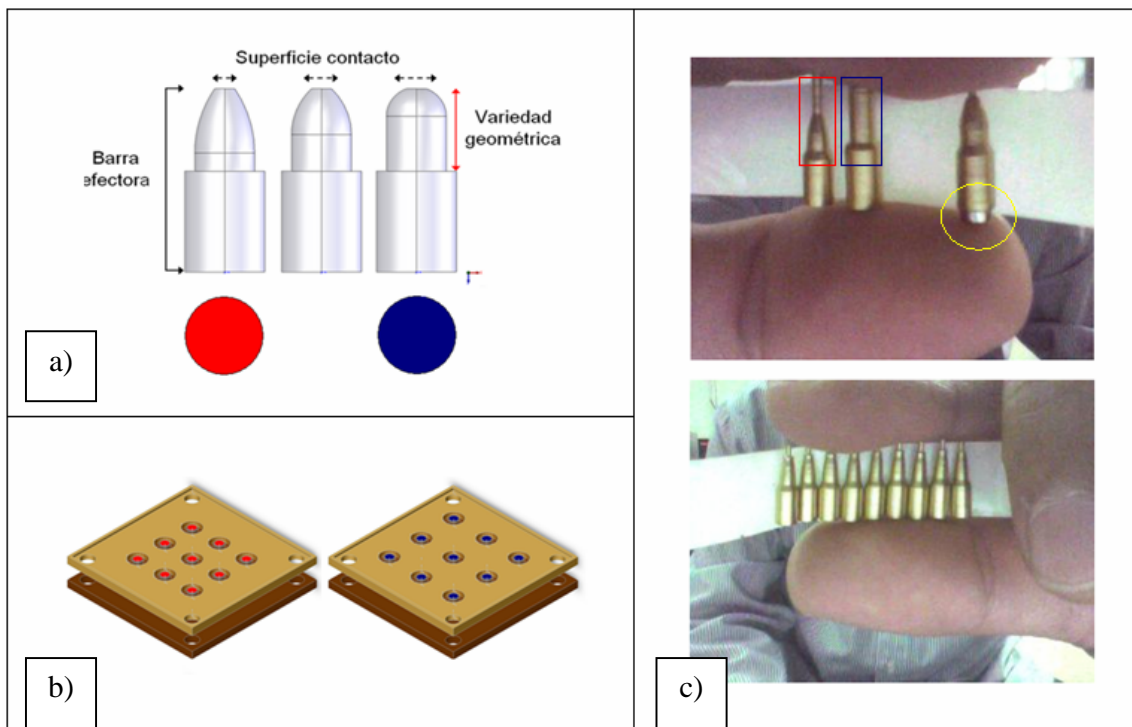
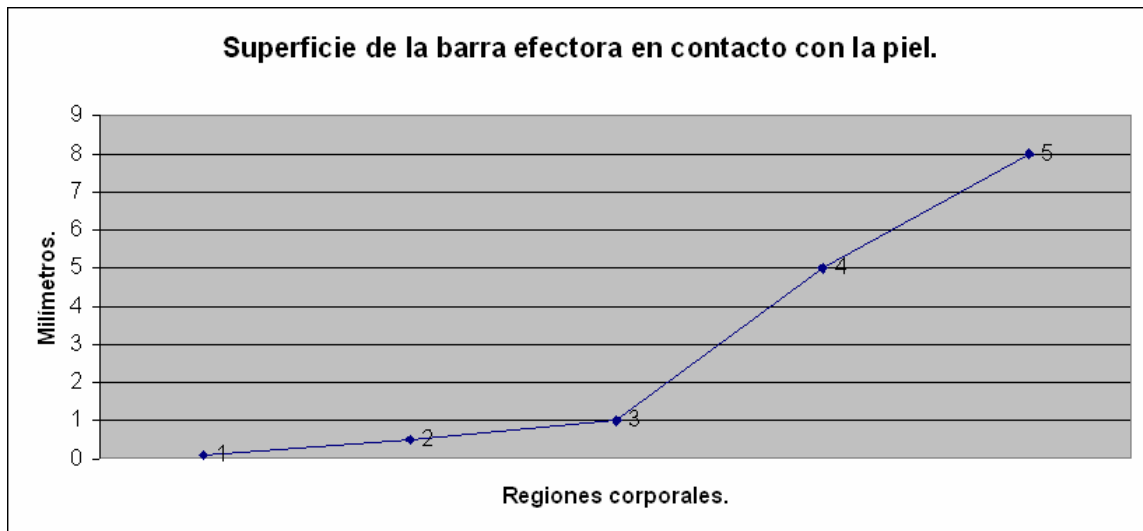


Figura 40. a) Modelo que representa las geometrías de las barras efectoras, b) Arreglos matriciales con diferentes distancias de separación y geometrías de barras. (Nótese la correlación entre las barras efectoras con menor superficie de contacto [círculo rojo] en la figura a y el arreglo matricial con menor distancia de separación entre barras mostrada en la figura b, c) En la fotografía superior, pueden observarse 2 barras manufacturadas acordes al modelo expuesto en la figura a, adviértase el electroimán señalado por el círculo amarillo; en la fotografía inferior se muestran 9 barras efectoras con una misma geometría.

## Resultados.

En la gráfica siguiente se expresa el diámetro menor que debe poseer la barra efectora para que ésta sea reconocida como una estructura única de forma y características específicas. Así mismo, se ejecuta una comparación sintética entre las diversas terminales nerviosas periféricas: área palmar (serie 1 de la gráfica 4), área dorsal de la mano (serie 2 de la gráfica 4), frente (serie 3 de la gráfica 4), tórax anterior (serie 4 de la gráfica 4) y tórax

posterior (serie 5 de la gráfica 4); en cuanto a su facultad de percibir la localización de un punto con una circunferencia mínima.



Gráfica 4.

#### ***Ensamble del mecanismo efector vibrotáctil.***

Se inserta un electroimán en cada una de las barras efectoras, sellando el contenido con resina epóxica (fig. 41a). Posteriormente se introducen las barras efectoras dentro de los solenoides (fig. 41b); los cuáles, poseen una capa de barniz alrededor del alambre magneto para conservar la forma del embobinado. A continuación se posiciona cada solenoide con su barra efectora respectiva, en uno de los 9 barrenos de la base acrílica inferior (fig. 41c); colocando resina epóxica entre ésta última y el solenoide, con la finalidad de unir ambos elementos. Una vez que se realiza el proceso anterior en cada uno de los 9 solenoides (fig. 41d), se sitúa finalmente la base superior por encima de éstos, la cual es adherida con resina epóxica (fig. 41e); ensamblando así, una matriz de solenoides de 3 x 3 como se muestra en la figura 41f.

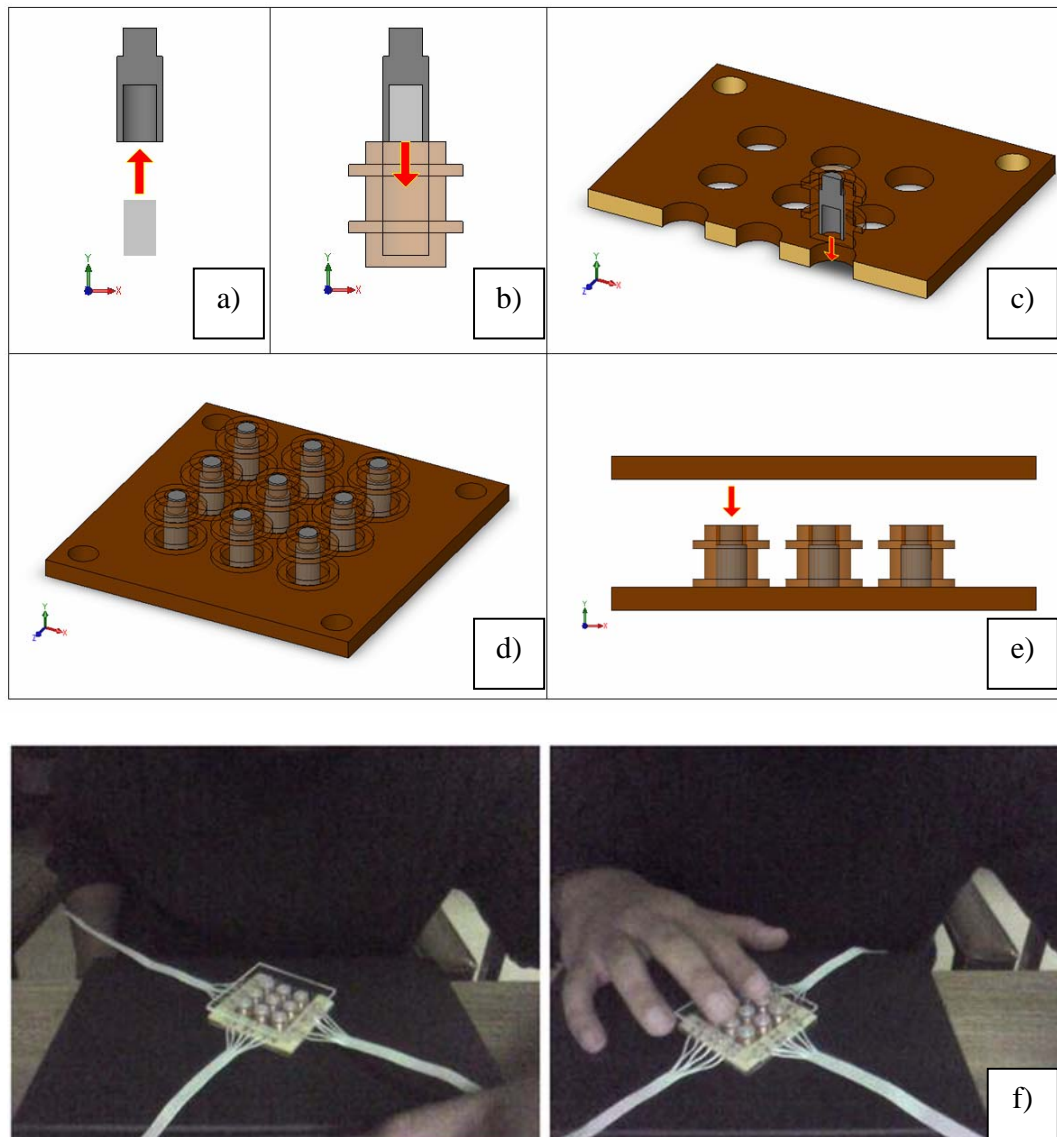


Figura 41. a), b), c), d), e) Ensamble del mecanismo efector vibrotáctil, f) Fotografía del mecanismo efector ensamblado.

### ***Etapas de control y potencia***

#### **Experimento 3.- Distancia de desplazamiento.**

El desarrollo de esta etapa (fig. 42a), permite caracterizar diversos rangos de desplazamiento vertical de las barras efectoras sobre la piel al aplicar voltajes determinados; tal y como ejemplifica

la figura 42b.

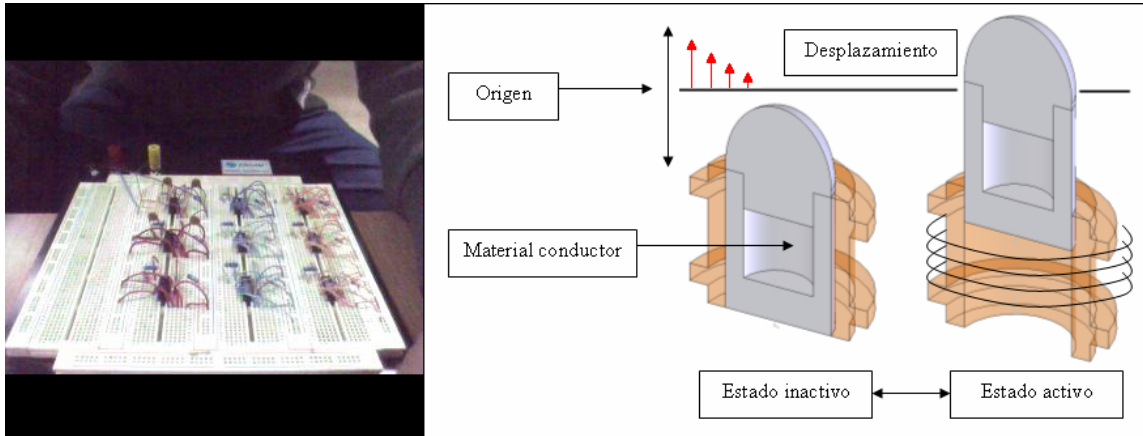


Figura 42. a) Fotografía del protoboard para la etapa de potencia, b) Modelo que simula el desplazamiento de las barras efectoras.

#### Experimento 4.- Umbral absoluto de presión.

Debido a que el desplazamiento de la barra genera una fuerza específica sobre un área de la piel (fig. 43a), se han determinado los umbrales de presión mínimos y máximos que son capaces de percibir los mecanorreceptores (fig. 43b).

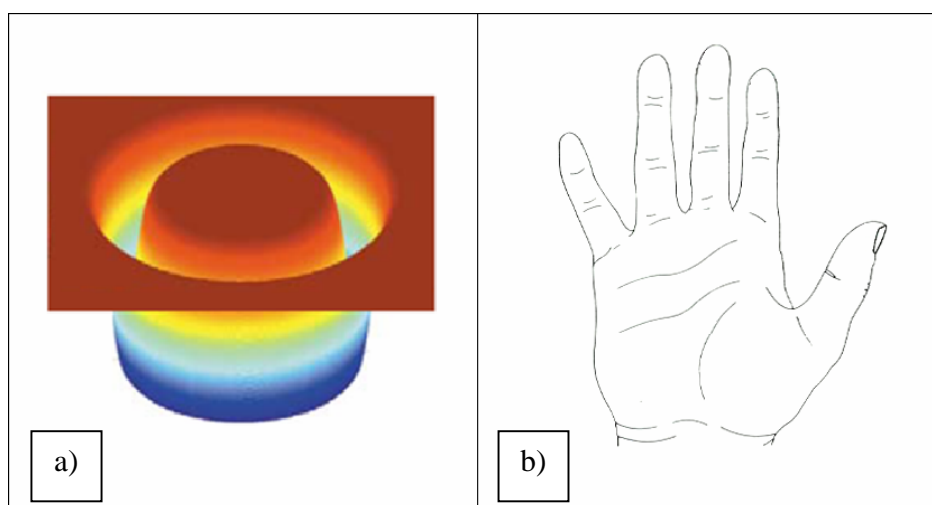
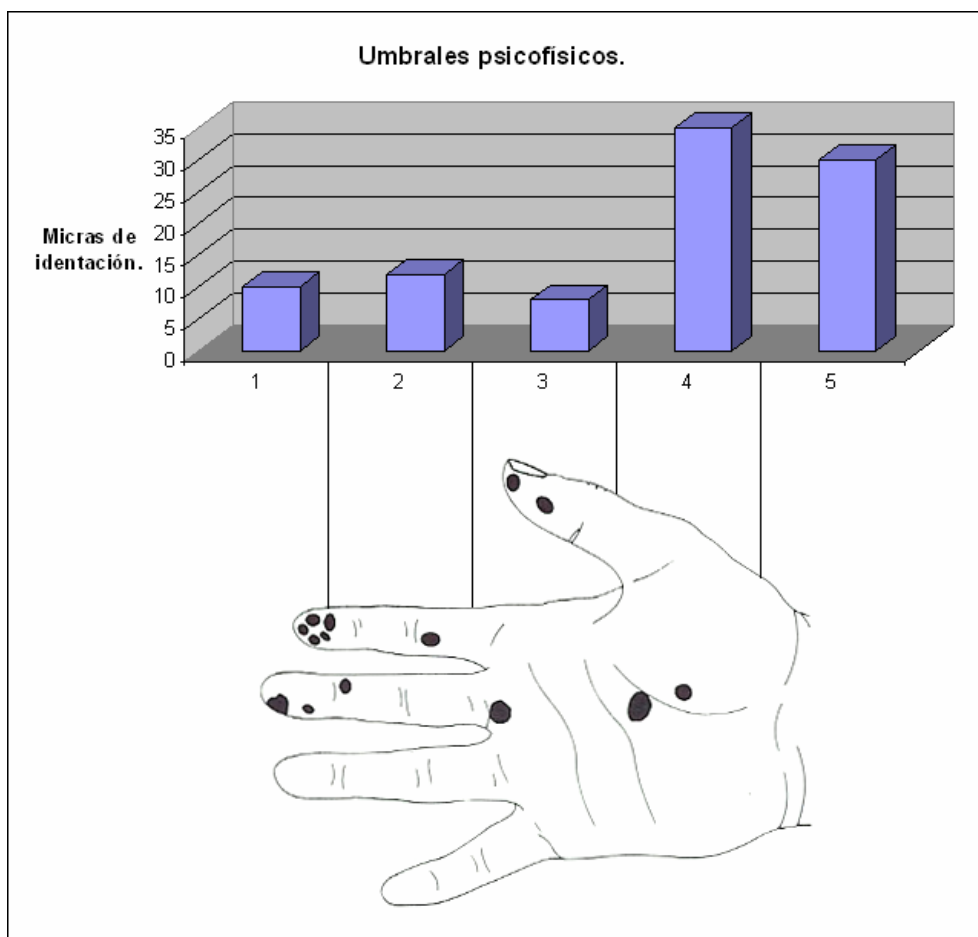


Figura 43.



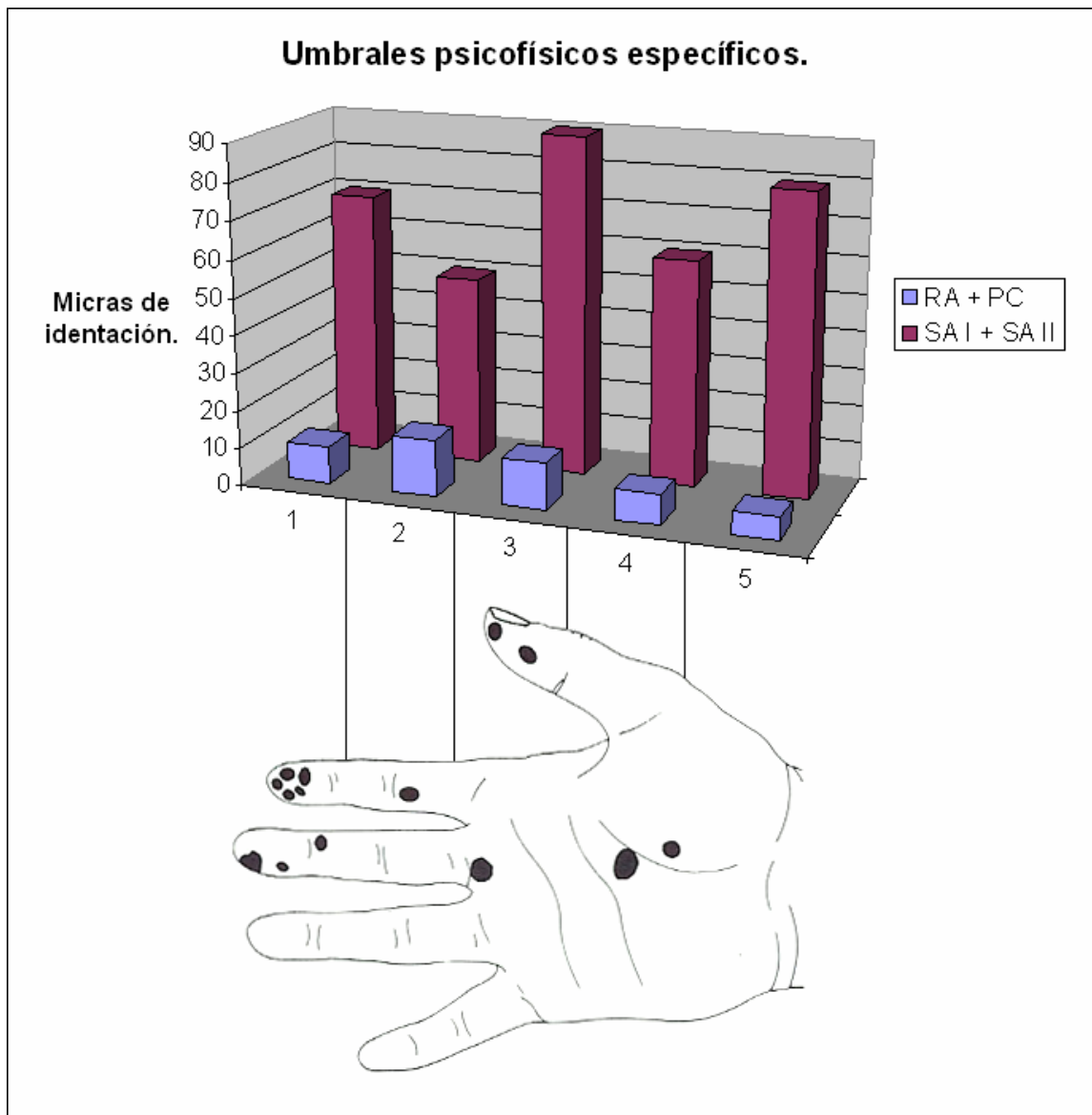
## Resultados.

La gráfica 5 muestra los umbrales de indentación regional, estableciendo zonas de alta y baja sensibilidad al estímulo vibro táctil. La primera se encuentra compuesta por la porción central de dedos y región palmar periférica, requiriendo de una media de 11.2 micras de desplazamiento para producir una respuesta psicofísica efectiva; en tanto, la segunda área está distribuida en la porción lateral de dedos y región palmar central, precisando de un mayor grado de indentación, de alrededor de 36 micras. Así mismo se determinó que preindentaciones de .25 a .5 micras decrementan el umbral en un factor de 3 a 5; mientras que una deformidad mecánica en la vecindad del punto de prueba aumenta el factor en un factor de 6.



Gráfica 5.

Por otro lado, la gráfica 6 revela los umbrales de indentación específica y la distribución espacial de los mecanoreceptores en la región palmar; estipulando los valores críticos para la producción de potenciales de acción específicos: corpúsculos de Pacini, 9.2 micras; RA, 13.8 micras; SA I, 56.5 micras; SA II, 331 micras.



Gráfica 6.

### Experimento 5.- Requerimientos temporales de estimulación.

Con el fin de reducir la velocidad de adaptación (periodo de fatiga) de los mecanoreceptores, es necesario regular de forma directa la frecuencia de disparo del estímulo: número de oscilaciones (impactos) por periodo que efectúa la barra efectora sobre la piel, tal y como se muestra en la figura 44.

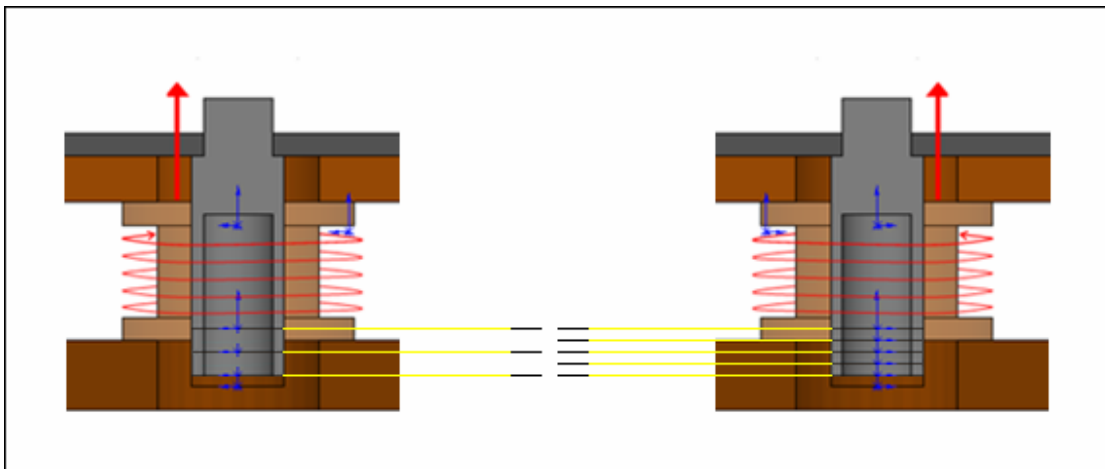
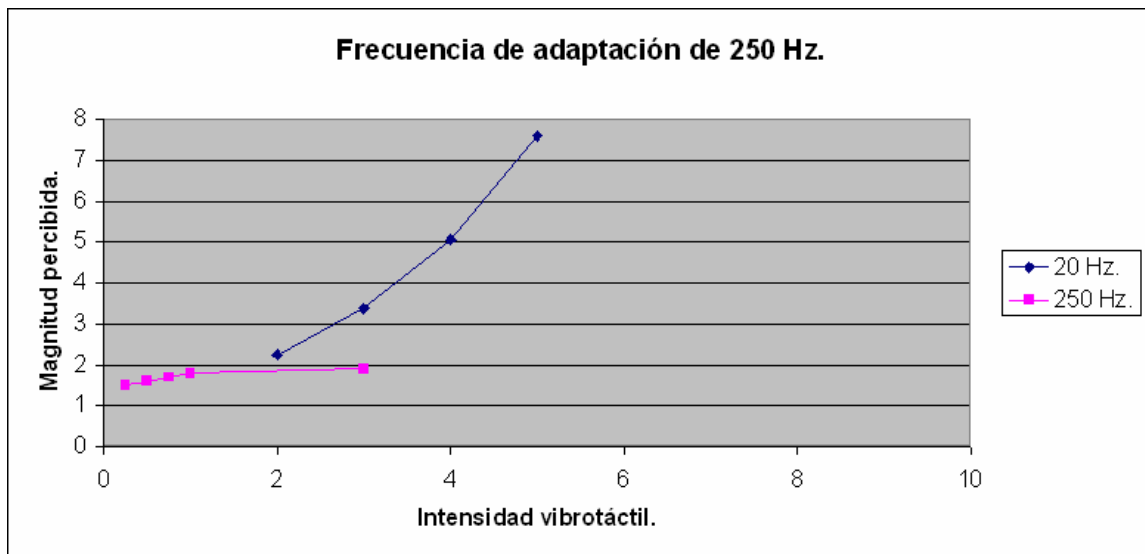


Figura 44.

### Resultados.

Para ello, se ha establecido a partir de los resultados experimentales mostrados en la gráfica 7; que la magnitud percibida de un patrón de estímulos con una frecuencia determinada, decrece de manera proporcional al aplicar un rango de frecuencia adaptativa similar a la del patrón origen.



Gráfica 7.

De esta manera se ha instaurado una frecuencia de adaptación dirigida de 250 Hz, que al actuar sobre mecanorreceptores específicos para dicha frecuencia (PC y RA), impide el efecto adaptativo de los receptores del tacto fino (SA I y SA II).

Es conveniente mencionar, el porqué adjudicar tanta relevancia al desarrollo de las fases experimentales previas; la razón es, que al introducir el mayor número de solenoides por unidad de área, aumenta de manera proporcional el número de puntos de indentación; lo que permite reconstruir imágenes de mayor complejidad visual

En resumen, se ha desarrollado un prototipo caracterizado por una matriz de resolución generacional que permite la construcción espacial de patrones visuales de bajo y alto orden, basados en la acción simultánea y coordinada de barras efectoras independientes con variables de indentación, fuerza y frecuencia particulares; recreando operadores preceptuales de contenido específico.

## **PROCESAMIENTO VISUAL.**

La prótesis de sustitución sensorial requiere de un lenguaje de reconstrucción gráfica que interrelacione la información visual adquirida por el sensor con el mecanismo efector vibrotáctil [41].

Esta operación basada en un sistema de pirámide de Laplace [42] permite subdividir las tareas de detección, discriminación, identificación y comprensión de imágenes en una visión de bajo [43,44] y alto nivel cualitativo [45].

La diferencia fundamental entre ambos sistemas de visión, radica en el número de barras efectoras máximas por unidad de área (resolución de matriz) necesarias para la reproducción orientada ya sea de caracteres de texto, contornos de geometrías básicas o figuras sólidas monocromáticas.

Un aspecto a considerar en el área de visión artificial humana, es el referente a recrear un ambiente tridimensional en el que coexisten diversos elementos visuales en movimiento; por ello en este trabajo se describe una matriz de máxima resolución con barras efectoras de distintas dimensiones que permite la generación de gamas cromáticas, la perspectiva de profundidad a partir de la integración de otro plano dimensional y la percepción de movimiento mediante el uso de un sistema doble de efectores montados en un guante háptico.

Con la finalidad de evaluar estas características, se realizaron las siguientes fases experimentales sobre la adquisición, procesamiento y reconstrucción de imágenes de la prótesis de sustitución sensorial visual.

**Fase II: Reconocimiento de patrones gráficos.**

Los operadores perceptuales durante esta fase de desarrollo tecnológico decodifican caracteres provenientes de medios impresos o digitales a unidades efectoras (sistema puntos de indentación – píxeles), a través del prototipo de microestimulación anteriormente descrito; objetivo que contiene un impacto social radical, al permitir el acceso ilimitado en tiempo real de pacientes ciegos a cualquier medio de información escrita.

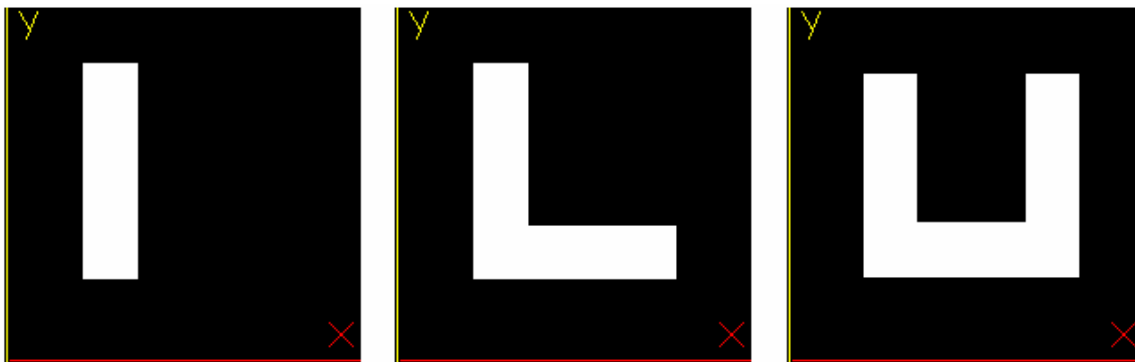


Figura 45. *Operador perceptual orientado al reconocimiento de patrones gráficos.* Se muestra la transducción de un símbolo gráfico a patrones mecánicos estructurados en códigos biofísicos específicos que permiten la identificación objetiva de la imagen detectada

El patrón gráfico captado por el sensor óptico, presenta los elementos básicos para su identificación específica mediante la fragmentación orientada de la interfase en un sistema de resolución de 9 píxeles.

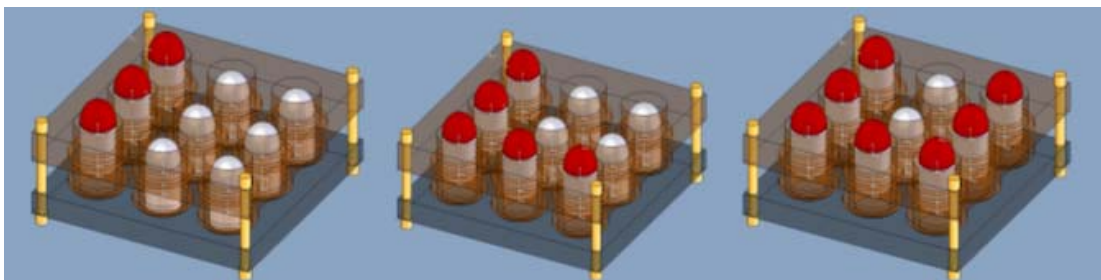


Figura 46. *Simulación de diversos patrones vibrotáctiles reproducibles mediante el sistema de indentación del equipo de microestimulación.*

#### **Experimento 6.- Parámetros sincrónicos entre sets de estímulos.**

Las constantes de importancia a evaluar durante este proceso es la forma de presentación temporal de los estímulos; la cuál, puede llevarse a cabo de forma periódica, con la aparición independiente de cada píxel en un orden secuencial respecto a su ubicación en el plano de las coordenadas; o bien manifestarse la totalidad de píxeles de manera simultánea en un tiempo análogo [46].

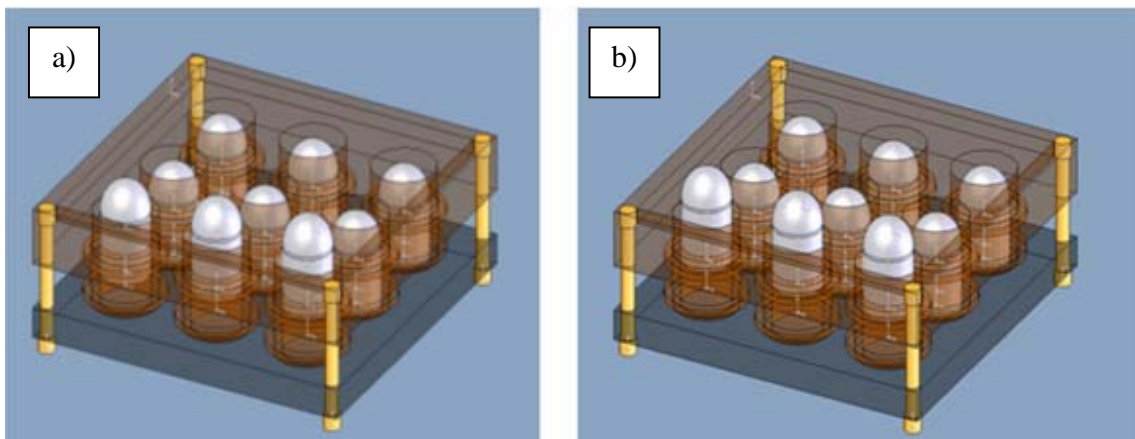
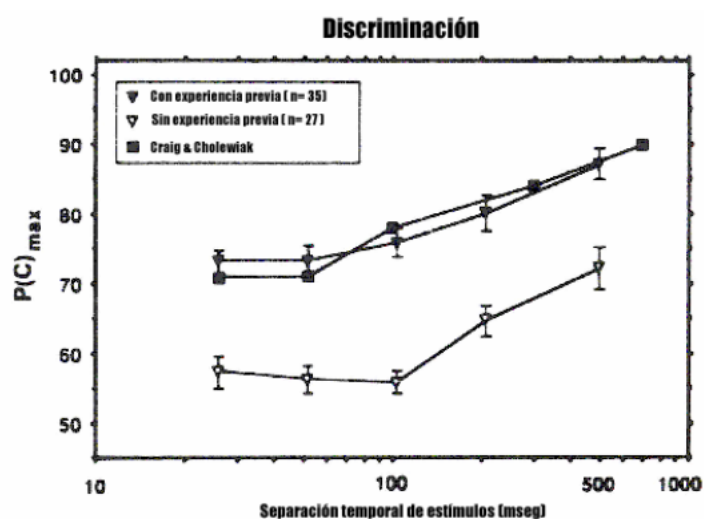
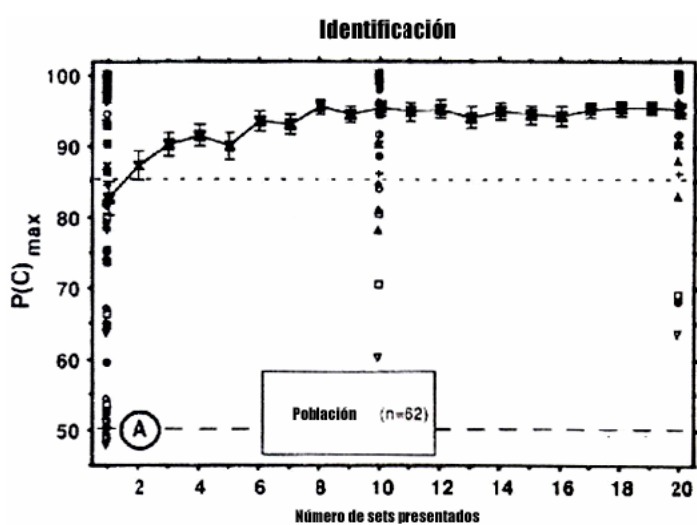


Figura 47. *Secuencia temporal de patrones de indentación.* a) Secuencia asincrónica, b) Secuencia sincrónica.

#### **Experimento 7.- Curva de aprendizaje.**

Otro factor a considerar durante ésta fase, es el período de aprendizaje necesario que el individuo requiere para procesar dicha información e integrar un juicio subjetivo sobre ella.

Al analizar dicho fenómeno de habituación en estudios neurofisiológicos, se observa una pendiente máxima (Gráficas subsecuentes) en cuanto al porcentaje correcto de información percibida por el sujeto; determinada por variables temporales en condición de la duración total mínima del estímulo presentado, así como del ciclo inferior en milisegundos que separa un estímulo de otro.



Gráficas 8 y 9.- Porcentajes correctos máximos referentes a la identificación y discriminación de sets de estímulos vibrotáctiles en un tiempo determinado.

### **Fase III: Reconocimiento de bajo nivel de objetos**

Durante esta fase el elemento visual es fragmentado mediante un sistema de borde perimetral y área interna que realza las particularidades propias del objeto. Superficie que mediante un filtro posterior es transformada en coordenadas puntuales dentro de un sistema de resolución monocromático y estático.





Figura 48. *Operador perceptual orientado al reconocimiento de objetos.* Se muestra la transducción de una escena visual de bajo nivel a patrones mecánicos estructurados en códigos biofísicos específicos que permiten la identificación objetiva de la imagen detectada.

El objeto en una primera etapa de proceso sólo presenta el diámetro que lo contiene, caracterizado por la indentación simultánea de múltiples barras efectoras a una distancia análoga; rodeada por áreas externas e internas inactivadas, representadas por un vacío espacial en la imagen reconstruida.

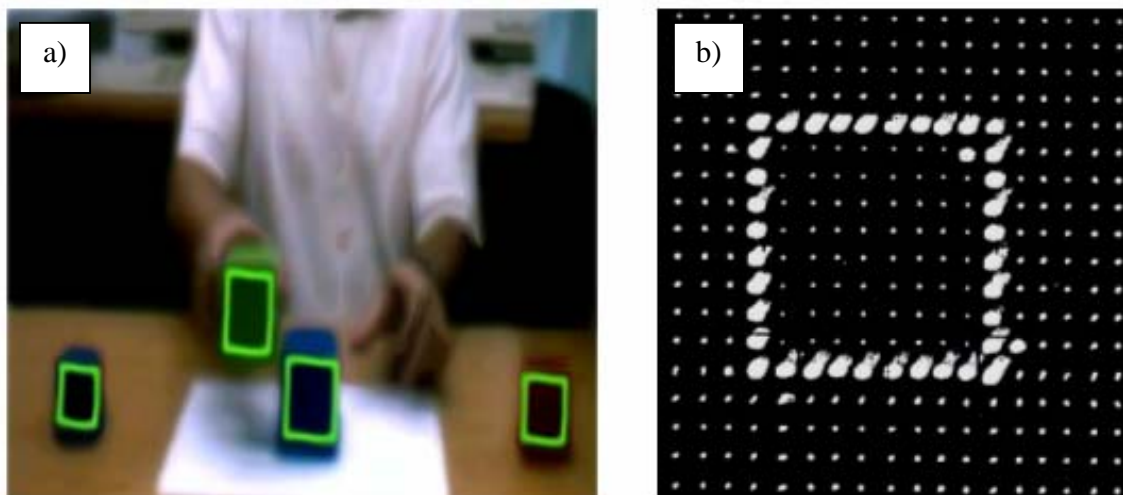


Figura 49. *Procesamiento de bajo nivel.* Escena visual (a) dónde se aplica un análisis de bordes orientado a objetos (b), con su posterior pixelización en matrices seriadas de coordenadas.

En una segunda etapa se confiere al elemento periférico un área interna (fig. 50a); la cuál en una subfase de prueba A es mostrada de forma asincrónica con el perímetro al que pertenece con rangos de indentación similares a los periféricos.

Mientras que en una subfase B tanto la periferia como el área interior se presentan de forma simultánea con grados de indentación desiguales (fig. 50b), lo que permite diferenciar una estructura de otra.

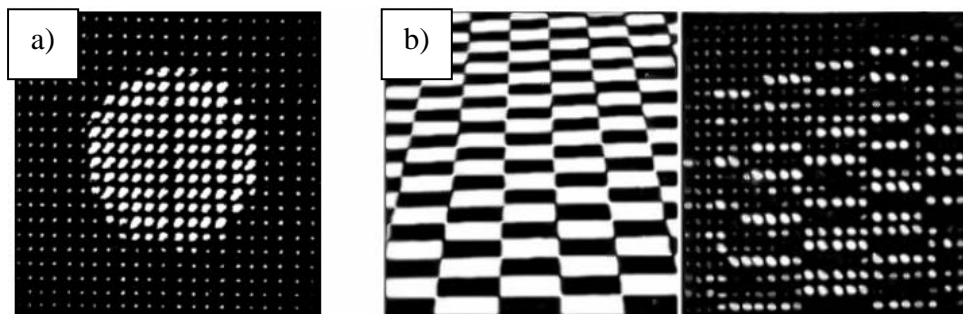


Figura 50.- *Coordinación estructural y temporal en la reconstrucción espacial del objeto respecto a su perímetro y área*

A partir de la subfase B se obtiene una escala monocromática de grises, profundidades ascendentes de indentación, lo que permite la detección de singularidades espaciales de la superficie al brindar la percepción de un volumen primitivo del objeto.

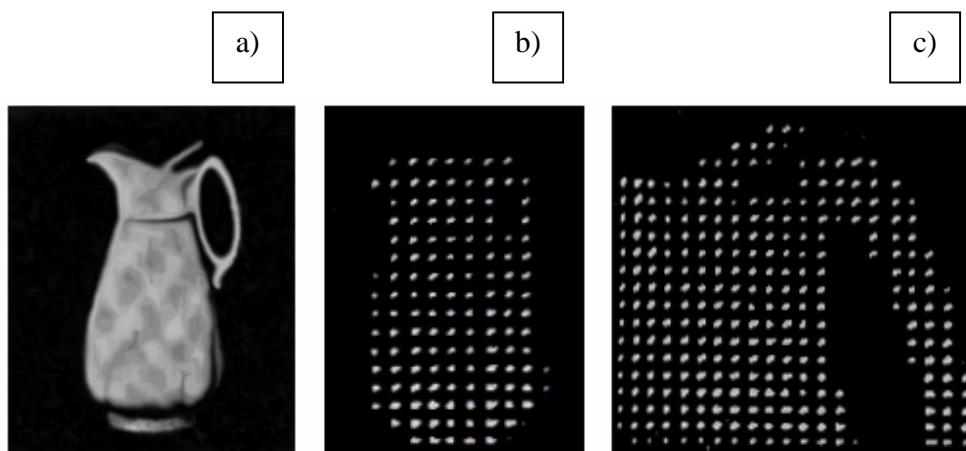
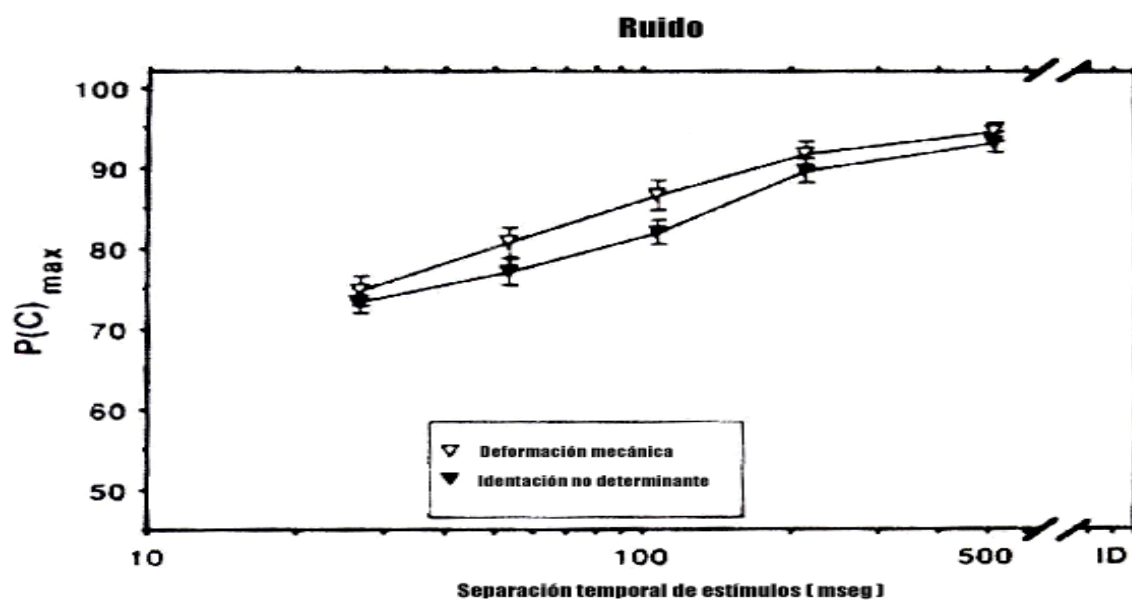


Figura 51. *Volumen primitivo*. Se muestra a partir de la imagen (a) la reconstrucción de patrones mecánicos empleando escalas monocromáticas de grises (b), las cuales al realizar un acercamiento (c) denotan que el grado de indentación y ausencia dirigida de píxeles recrean la percepción de un volumen bidimensional.

Debido a la interacción de múltiples puntos de contacto entre la barra efectora y la epidermis de forma sincrónica; es conveniente la evaluación de las variables de ruido que presenta la señal al existir áreas de deformidad mecánica continuas que circundan y limitan el área receptora de manera proporcional al tiempo de estimulación, afectando el desempeño del individuo en la identificación y discriminación correcta de la información presentada (Gráfica siguiente).



Gráfica 10.- Porcentaje correcto máximo en la identificación y discriminación de sets de estímulos vibrotáctiles ante variables de ruido dentro de la señal: deformación mecánica e indentación no determinante.

#### **Fase IV: Reconocimiento de alto nivel de objetos**

Durante esta fase al elemento visual se le confiere de una gama cromática e intensidades de brillo propias [47,48], características que operan como un subsistema del proceso general de detección de bordes orientado a objetos desarrollado en el apartado anterior.

La introducción de nuevas variables en el procesamiento y transducción de la imagen, hace necesario el diseño conceptual de un nuevo mecanismo efector que funcione bajo las especificaciones neurofisiológicas previamente descritas pero que brinde una mayor capacidad de codificación estructural; es por ello que se instaura el modelo de unidad vibrotáctil conformado por tres barras efectoras con diferentes medidas estructurales y funcionales.

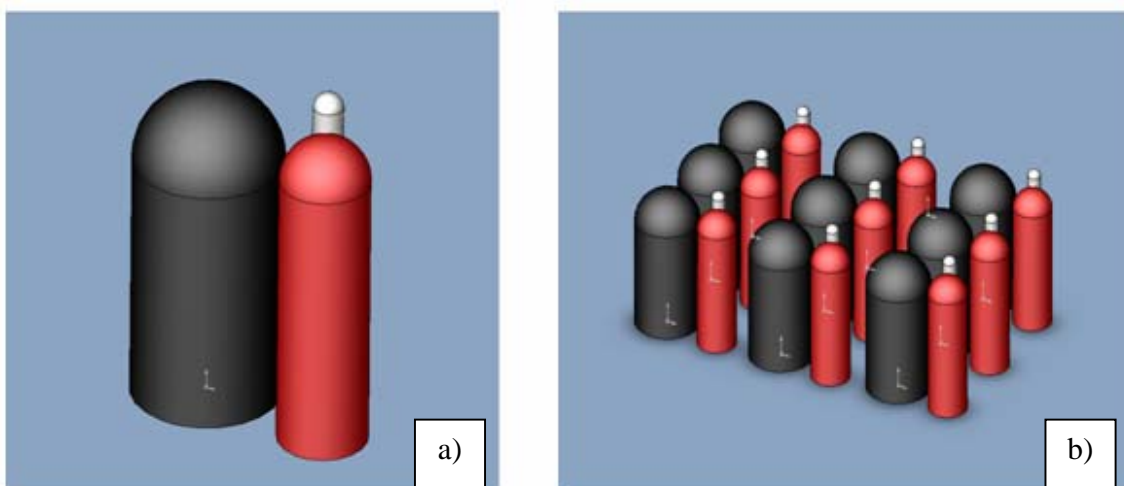


Figura 52. *Unidad vibrotáctil*. Se observa en la imagen (a) los elementos primarios que conforman la base estructural de la matriz desarrollada para el reconocimiento de alto nivel de objetos (b).

#### *Componentes unidad vibrotáctil:*

Barra negra: Unidad estructural destinada a la transducción de bordes.

Barra roja: Unidad estructural destinada a la transducción de gama cromática.

Barra blanca: Unidad estructural destinada a la transducción de intensidades de brillo.

La razón de este planteamiento se basa en que cada subunidad transduce mecánicamente una variable específica, brindando la posibilidad de modular independiente y gradualmente cada constante.

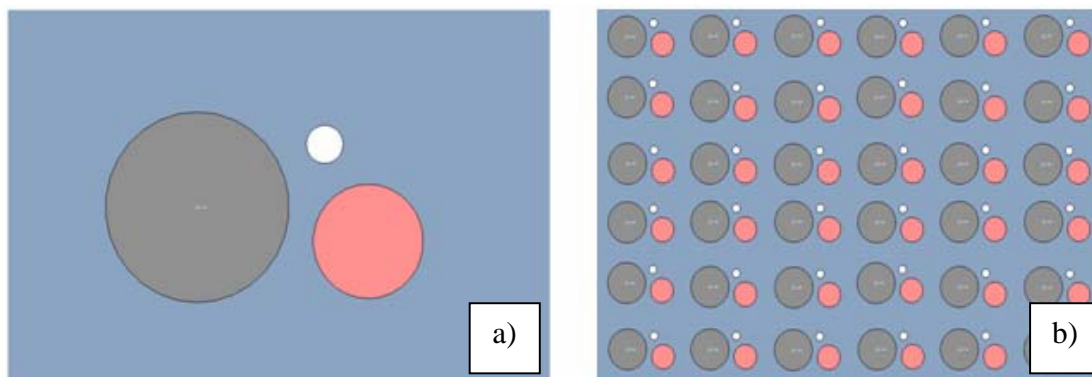


Figura 53. *Interrelación mecánica con patrón visual evocado*. Se visualiza la representación biofísica percibida por el individuo al modular las variables mecánicas descritas en la figura 52 en un modelo individual (a), base de la trama de coordenadas de transducción (b).

La reconstrucción mecánica se realiza mediante aproximaciones escalonadas en cuánto al grado de complejidad de imagen transducida, fenómeno definido por la cantidad de pasos de fragmentación requeridos y tiempo de preservación del patrón segmentado.

En una subfase de prueba A, se realiza la fragmentación independiente de cada variable con su desaparición eventual ante la introducción de un nuevo patrón de estimulación de la unidad vibrotáctil; analizándose la imagen detectada como eventos aislados.

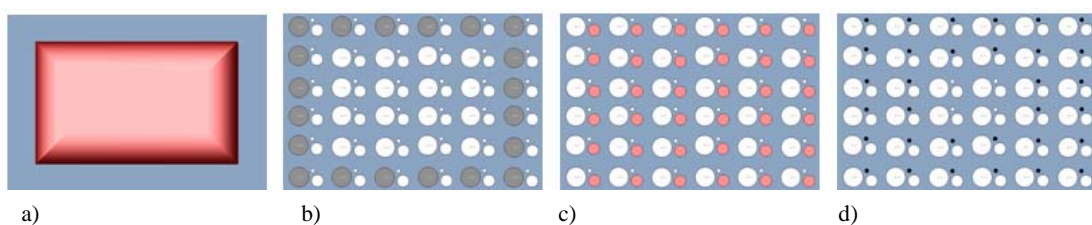


Figura 54. *Subfase de prueba A*. Se advierte el empleo de la técnica de escalonamiento de transducción a partir de una imagen bidimensional (a) con su posterior procesamiento secuencial orientado a: bordes (b), gama cromática (c), intensidades de brillo (d), de manera independiente.

En una subfase de prueba B, se realiza la fragmentación independiente de cada variable con su preservación temporal ante la introducción de un nuevo patrón de estimulación de la unidad vibrotáctil; sumándose todas las constantes estructurales al final del proceso de reconstrucción, integrando seriada y paulatinamente la imagen detectada.

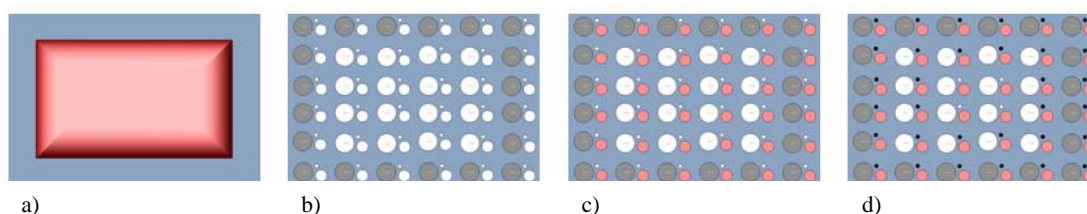


Figura 55. *Subfase de prueba B*. Se advierte el empleo de la técnica de escalonamiento de transducción a partir de una imagen bidimensional (a) con su posterior procesamiento secuencial orientado a: bordes (b), gama cromática (c), intensidades de brillo (d), encadenando los elementos estructurales sucesivamente en cada etapa.

En una subfase de prueba C, los elementos fragmentados son presentados de forma total sin ninguna pausa temporal entre los bloques de transducción, dando al individuo una percepción general e inmediata de la escena visual detectada.

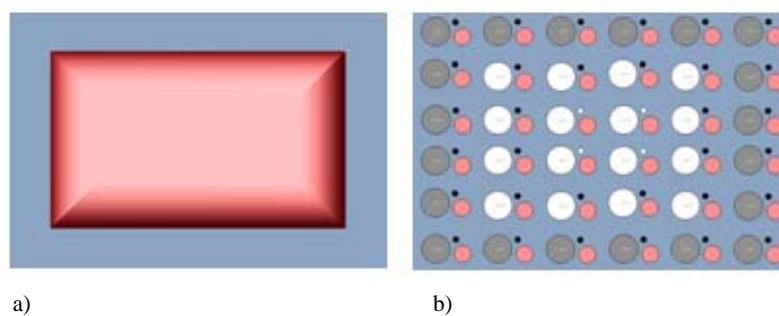


Figura 56. *Subfase de prueba C*. Se advierte el empleo de la técnica de escalonamiento de transducción a partir de una imagen bidimensional (a) con su posterior procesamiento integral: bordes, gama cromática, intensidades de brillo, en una sola etapa (b).

#### ***Fase V: Navegación e interacción espacial en un ambiente dinámico***

En esta fase se plantea la reconstrucción tridimensional de la imagen [49] empleando la unidad vibrotáctil antes expuesta. Sistema mecánico que proporciona la capacidad de reproducir un volumen compuesto por un borde general que delimita un área con una gama cromática e intensidades de brillo específicas, orientado en 3 ejes plentópicos: x, y, z a partir de un plano bidimensional.

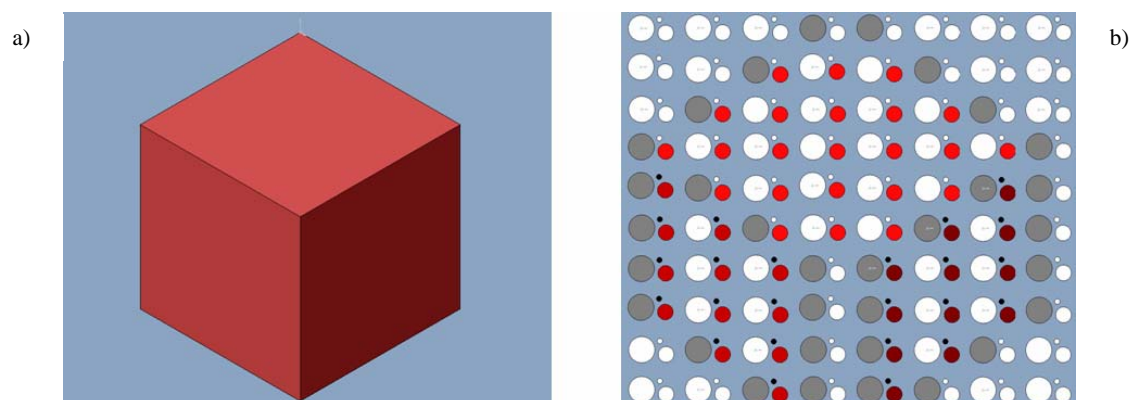


Figura 57. *Reconstrucción tridimensional*. Imagen volumétrica (a) en la que se muestra su codificación mecánica (b) a partir de variables perimtrales, escalas tonales de color e intensidades de brillo determinadas por la reflexión directa de haces de luz sobre la superficie del cubo.

El sistema de reconstrucción tridimensional emplea la técnica de escalonamiento de transducción ya precisada en la fase anterior de reconocimiento de alto nivel de objetos, subdividiendo así el proceso de transducción volumétrica en dos métodos de procesamiento:

Subfase de prueba A, se realiza la fragmentación independiente de cada variable con su desaparición eventual ante la introducción de un nuevo patrón de estimulación.

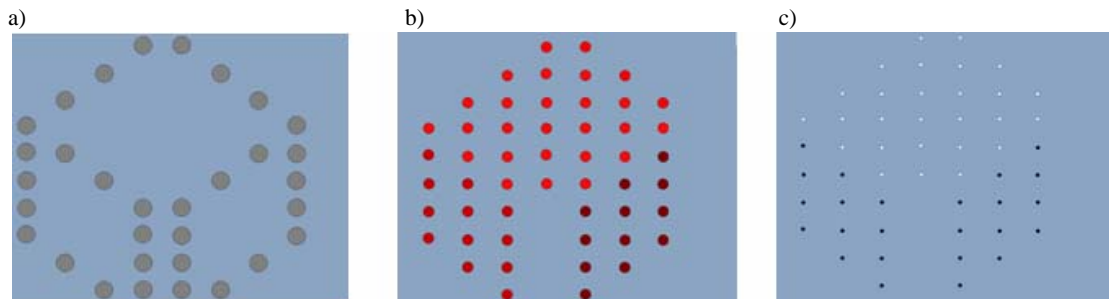


Figura 58. *Subfase de prueba A*. Transducción independiente de bloques mecánicos en secuencias orientadas a la percepción de bordes (a), escalas tonales de color (b), intensidades de brillo (c).

Subfase de prueba B, se realiza la fragmentación independiente de cada variable con su preservación temporal ante la introducción de un nuevo patrón de estimulación.

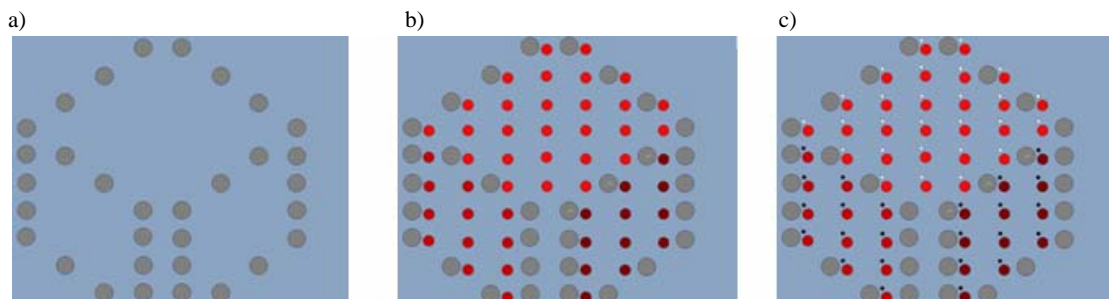


Figura 59. *Subfase de prueba B*. Transducción de bloques mecánicos que preservan las secuencias previas respecto a la percepción de bordes (a), escalas tonales de color (b), intensidades de brillo (c).

Una vez establecidas las pautas biofísicas de reconstrucción tridimensional, se plantea el movimiento espacial [50] de dicho volumen de un punto A → B.



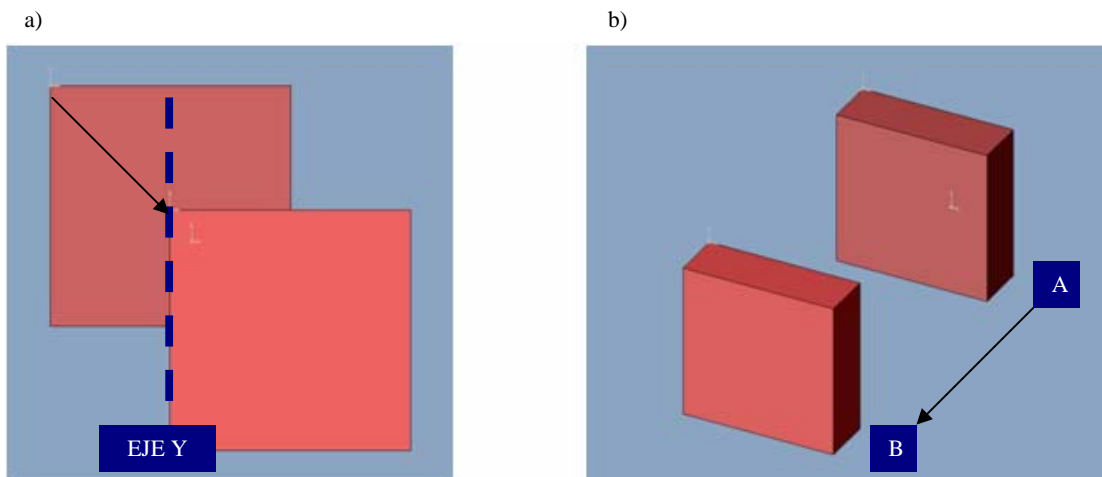


Figura 60. Simulación cinética del cubo tridimensional expuesto en la figura 57. Se visualiza el desplazamiento del objeto volumétrico a lo largo del eje x, a partir de un origen que se encuentra en un plano distante del observador “punto A” (imagen b), con su reorientación a la izquierda del eje y original (imagen a).

Para reproducir dicho fenómeno cinético biofísicamente, es necesario la introducción de un nuevo plano de estimulación que permita percibir la dirección de objetos móviles; es por eso que se realiza un diseño conceptual dónde coexisten dos subsistemas simultáneos de microestimulación vibrotáctil superpuestos en ambos lados de una misma mano: superficie palmar y dorsal.

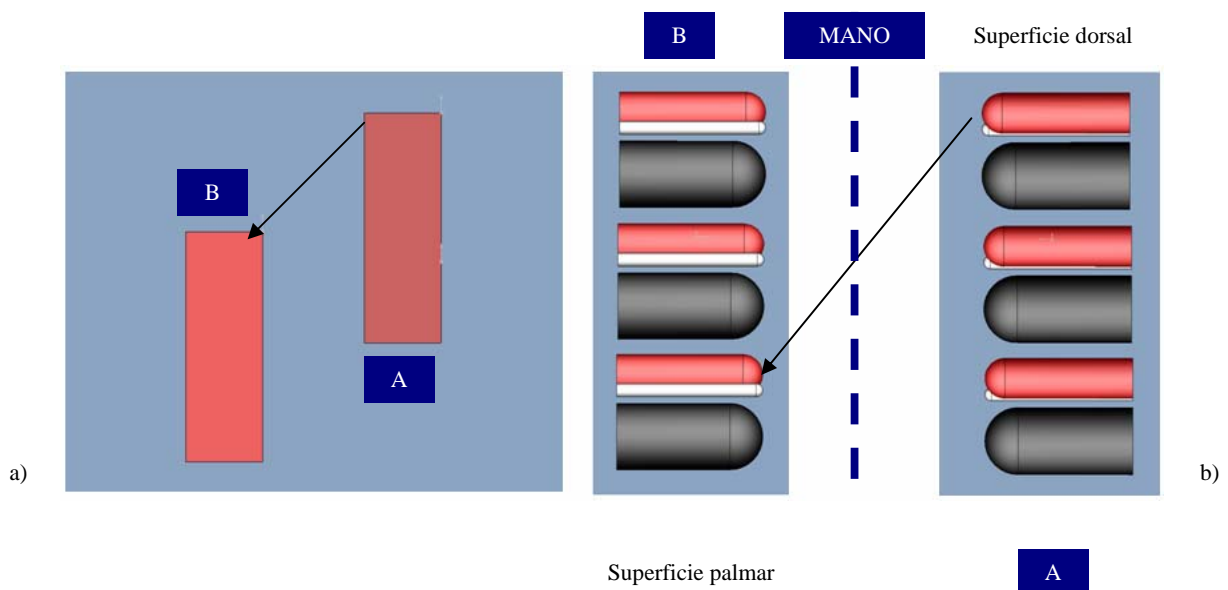


Figura 61. *Subsistemas simultáneos de microestimulación en una misma mano.* Se señala el movimiento del cubo de un punto de origen A “superficie dorsal ” al punto B “superficie palmar”, fenómeno cinético al cuál se le denomina ciclo de intermitencia de aparición y reaparición planar.

A partir de esta técnica de reconstrucción cinética se establece el origen de desplazamiento del objeto mediante su presentación mecánica inicial en uno de los dos subsistemas de microestimulación con su posterior desvanecimiento total y reaparición en el otro sistema de microestimulación. Comportamientos posibles en los ciclos de intermitencia de aparición y reaparición del objeto:

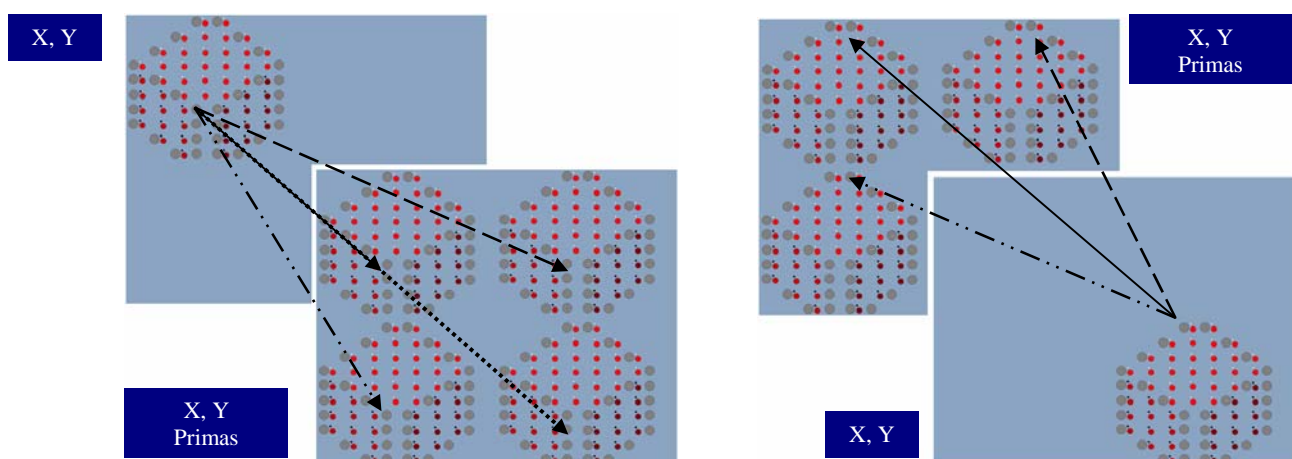


Figura 62. *Comportamiento de intermitencia.* Se señala el movimiento del cubo de un punto de origen  $x, y$  específico a diversas coordenadas posibles ( $x, y$  primas) de un subsistema de microestimulación a otro.

**CONCLUSIONES.**

Con base en la evidencia científica actual, se considera que el diseñar y manufacturar una prótesis de sustitución sensorial visual mediante el sentido táctil es una alternativa viable sobre otros adelantos ya mencionados (estimulación eléctrica mediante electrodos situados sobre corteza occipital, retina o nervio óptico); al poseer ésta las siguientes ventajas: reconstrucción controlada de los píxeles – puntos de contacto en el campo visual de la persona ciega, libertad de establecer un código de procesamiento visual propio sin necesidad de descifrarlo y ser un dispositivo externo que no requiere de técnicas quirúrgicas para su implantación.

Hasta el momento; se ha diseñado, manufacturado y caracterizado el prototipo del mecanismo efector vibrotáctil (fase 1 del proyecto) presentado en la sección del cuerpo de trabajo; lo anterior, ha permitirá el desarrollo de las fases II-V en personas débiles visuales, ciegas congénitas y con ceguera adquirida.

**BIBLIOGRAFÍA**

[1] Dobelle WH, Mladejovsky MG. Phosphenes produced by electrical stimulation of human occipital cortex, and their application to the development of a prosthesis for the blind. *J Physiol.* 1974 Dec;243(2):553-76.

[2] Lansdown J. Understanding the digital image. En: Miller J, Barlow H, Blakemore C, Weston-Smith M, editors. *Images and Understanding.* Cambridge, Great Britian: Cambridge University Press; 1990. p 227-234.

[3] Sommerhalder J, Oueghlani E, Bagnoud M, Leonards U, Safran AB, Pelizzone M. Simulation of artificial vision: I. Eccentric reading of isolated words, and perceptual learning. *Vision Res.* 2003 Feb;43(3):269-83.

[4] Sommerhalder J, Rappaz B, de Haller R, Fornos AP, Safran AB, Pelizzone M. Simulation of artificial vision: II. Eccentric reading of full-page text and the learning of this task. *Vision Res.* 2004;44(14):1693-706.

[5] Burr DC, Morrone MC. Feature detection in biological and artificial visual systems. En: Blakemore C, editor. *Vision, coding and efficiency.* Cambridge, Great Britian: Cambridge University Press; 1990. p 185-194.

[6] Ullman S. Tacit Assumptions in the computational study of vision. En: Gorea A, editor. *Representations of Vision.* Cambridge, Great Britian: Cambridge University Press; 1991. p 305-318.

[7] Chow AY, Chow VY, Packo KH, Pollack JS, Peyman GA, Schuchard R. The artificial silicon retina microchip for the treatment of vision loss from retinitis pigmentosa. *Arch Ophthalmol.* 2004 Apr;122(4):460-9.

- [8] Martin JH. Coding and processing of sensory information. En: Kandel ER, Schwartz H, Jessell TM, editors. Principles of neural science. Amsterdam, Netherlands: Elsevier Science Publishing Company; 1991. p 331-333.
- [9] Snyder AW, Bossomaier TJ, Hughes A. The theory of comparative eye design. En: Blakemore C, editor. Vision, coding and efficiency. Cambridge, Great Britain: Cambridge University Press; 1990. p 45-52.
- [10] Blakemore C. Understanding Images in the Brain. En: Miller J, Barlow H, Blakemore C, Weston-Smith M, editors. Images and Understanding. Cambridge, Great Britain: Cambridge University Press; 1990. p 257-283.
- [11] Normann RA, Maynard EM, Rousche PJ, Warren DJ. A neural interface for a cortical vision prosthesis. *Vision Res.* 1999 Jul;39(15):2577-87.
- [12] Schmidt EM, Bak MJ, Hambrecht FT, Kufta CV, O'Rourke DK, Vallabhanath P. Feasibility of a visual prosthesis for the blind based on intracortical microstimulation of the visual cortex. *Brain.* 1996 Apr;119 ( Pt 2):507-22.
- [13] Humayun MS, De Juan E, Weiland DJ, Dagnelie G, Katona S, Greenberg R, et al. Pattern electrical stimulation of the human retina. *Vision Res* 1999 Jul;39(15):2569-2576.
- [14] Brelén ME, De Potter P, Gersdorff M, Cosnard G, Veraart C, Delbeke J. Intraorbital implantation of a stimulating electrode for an optic nerve visual prosthesis. Case report. *J Neurosurg.* 2006 Apr;104(4):593-7.
- [15] Zrenner E. Will retinal implants restore vision? *Science* 2002 Mar 22;295(5563):2213.
- [16] Hallett PE, Marriott FH, Rodger FC. The relationship of visual threshold to retinal position and area. *J Physiol.* 1962 Feb;160:364-73.

- [17] Humayun MS, De Juan E. Artificial vision. *Eye Scientific Journal of the Royal College of Ophthalmologist* 1998;12(38):605-607.
- [18] Ahumada JA. Learning Receptor Positions. En: Landy MS, Movshon JA, editors. *Computational Models of Visual Processing*. Massachusetts, USA: A Bradford Book The MIT Press; 1991. p 23-34.
- [19] Koo K, Chung H, Yu Y, Seo J, Park J, Lim JM, Paik SJ, Park S, Choi HM, Jeong MJ, et al. Fabrication of pyramid shaped three-dimensional 8 × 8 electrodes for artificial retina. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2006 Aug;130-131:609-15.
- [20] Wilms M, Eckhorn R. Receptive field properties of epiretinally recorded spikes and local electroretinograms in cats. *BMC Neurosci*. 2005 Aug 15;6:50.
- [21] Rattay F, Resatz S. Effective electrode configuration for selective stimulation with inner eye prostheses. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2004 Sep;51(9):1659-64.
- [22] Govardovskii VI. The Early Receptor Potential: its Mode of Generation, Application to Study of Photoreceptors, and Functional Significations. En: Borsellino A, Cervetto L, editors. *Photoreceptors*. New York, USA: A Plenum Press; 1984. p 129-146.
- [23] Barlow HB. Vision tells you more than "what is here". En: Gorea A, editor. *Representations of Vision*. Cambridge, Great Britian: Cambridge University Press; 1991. p 319-330.
- [24] Gorea A. Thoughts on the specific nerve energy. En: Gorea A, editor. *Representations of Vision*. Cambridge, Great Britian: Cambridge University Press; 1991. p 219-230.

- [25] Falk G. The Transmission of Rod Signals to Horizontal and Bipolar Cells. En: Gallego A, Gouras P, editors. Neurocircuitry of the retina a cajal memorial. New York, USA: Elsevier Science Publishing Company; 1985. p 34-50.
- [26] Veraart C, Wanet-Defalque MC, Gérard B, Vanlierde A, Delbeke J. Pattern recognition with the optic nerve visual prosthesis. *Artif Organs*. 2003 Nov;27(11):996-1004.
- [27] Majji AB, Humayun MS, Weiland JD, Suzuki S, D'Anna SA, de Juan E Jr. Long-term histological and electrophysiological results of an inactive epiretinal electrode array implantation in dogs. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1999 Aug;40(9):2073-81.
- [28] Lazzi G. Thermal effects of bioimplants. *IEEE Eng Med Biol Mag*. 2005 Sep-Oct;24(5):75-81.
- [29] Locke J. The Works of John Locke. A new edition. London: Printed for Thomas Tegg; W. Sharpe and Son; G. and J. Robinson; J. Evans and Co.: also R. Griffin and Co. Glasgow; and J. Cumming; 1823. Vol. I-X. Reimpreso por Scientia Verlag Aalen. Alemania; 1963.
- [30] Berkeley G. An Essay Towards a New Theory of Vision (1709). En: Luce AA, Jessop TE, editors. The Works of George Berkeley Bishop of Cloyne. Londres, Thomas Nelson and Sons Ltd.;1964. Vol. 1, p. 161-239.
- [31] Descartes R. Traite de l'homme; la Dioptrique, el Discurso Primero de la Luz y Discurso Sexto de la Visión. En: Ferdinand A, editor. Euvres philosophiques. París, Garnier Frères;1964.
- [32] Voltaire FM. Euvres complètes de Voltaire, avec de remarques et des notes historiques, scientifiques et litteraires. 12 édition. París: Baudoin Frères éditeurs;1828.
- [33] La Mettrie JO. Traité de l'ame (1745): Historia III: Del ciego de Cheselden. En: Markovits F, editor. Euvres philosophiques Tome I. París, Fayard;1987. p.227-8.

- [34] Condillac EB. Essai sur l'origine des connoissances humaines (1746). En: Georges L, editor. Euvres philosophiques de Condillac. Paris, Presses Universitaires de France;1947. Vol. 1, p. 278-92.
- [35] Diderot D. Lettre sur les aveugles. En: Ferdinand A, editor. Euvres philosophiques. Paris, Garnier Frères;1964. p. 81-146.
- [36] Leibniz GW. Nouveaux Essais sur l'Entendement Humain (1765). 1a edición. Paris, Garnier-Flammarion;1966.
- [37] Sadato N. How the blind "see" Braille: lessons from functional magnetic resonance imaging. Neuroscientist. 2005 Dec;11(6):577-82.
- [38] Klein S. The duality of psycho-physics. En: Gorea A, editor. Representations of Vision Cambridge, Great Britian: Cambridge University Press; 1991. p 231-250.
- [39] Julesz B. Some strategic questions in visual perception. En: Gorea A, editor. Representations of Vision. Cambridge, Great Britian: Cambridge University Press; 1991. p 331-349.
- [40] Tyler CW. Some tacit assumptions in visual psychophysics. En: Gorea A, editor. Representations of Vision. Cambridge, Great Britian: Cambridge University Press; 1991. p 251-278.
- [41] Rosenfeld A. Pyramid algorithms for efficient vision. En: Blakemore C, editor. Vision, coding and efficiency. Cambridge, Great Britian: Cambridge University Press; 1990. p 423-430.
- [42] Adelson EH, Simoncelli EP, Freeman WT. Pyramids and multiscale representation. En: Gorea A, editor. Representations of Vision. Cambridge, Great Britian: Cambridge University Press; 1991. p 3-16.



[43] Nakayama K. The iconic bottleneck and the tenuous link between early visual processing and perception. En: Blakemore C, editor. Vision, coding and efficiency. Cambridge, Great Britian: Cambridge University Press; 1990. p 393-410.

[44] Adelson HE, Bergen RJ. The Plenoptic Function and the Elements of Early Vision. En: Landy MS, Movshon JA, editors. Computational Models of Visual Processing. Massachusetts, USA: A Bradford Book The MIT Press; 1991. p 3-20.

[45] Ullman S. High-Level Vision. Massachusetts, USA: A Bradford Book The MIT Press; 1996.

[46] Laughlin SB. Coding efficiency and visual processing. En: Blakemore C, editor. Vision, coding and efficiency. Cambridge, Great Britian: Cambridge University Press; 1990. p 25-31.

[47] Mullen KT. The chromatic coding of space. En: Blakemore C, editor. Vision, coding and efficiency. Cambridge, Great Britian: Cambridge University Press; 1990. p 150-158.

[48] Watson BA. Neural Contrast Sensitivity. En: Landy MS, Movshon JA, editors. Computational Models of Visual Processing. Massachusetts, USA: A Bradford Book The MIT Press; 1991. p 95-108.

[49] De Valois RL. Spatial Vision. Oxford, Great Britain: Oxford University Press; 1990.

[50] Movshon A. Visual processing of moving images. En: Miller J, Barlow H, Blakemore C, Weston-Smith M, editors. Images and Understanding. Cambridge, Great Britian: Cambridge University Press; 1990. p 122-138.