

CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS  
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

UNIDAD ZACATENCO  
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA  
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

**“Metodología instrumental para la medición del tiempo de  
ciclo pupilar (Pupil Cycle Time) evocado mediante luz  
LED cromática de hendidura”**

TESIS

Que presenta

**ING. RODRIGO MORA MARTÍNEZ**

Para obtener el grado de

**MAESTRO EN CIENCIAS**

EN LA ESPECIALIDAD DE

**Ingeniería Eléctrica**

Director de la Tesis:

**Dr. Ernesto Suaste Gómez**

México, D.F.

Noviembre 2014

*La vida no es la que uno vivió, sino la que uno recuerda y como la recuerda para contarla*

**-Gabriel García Márquez**

*We were together. I forget the rest*

**-Walt Whitman**

*¿A dónde iremos?*

*¿A dónde iremos  
donde la muerte no existe?  
Mas, ¿por esto viviré llorando?  
Que tu corazón se enderece:  
Aquí nadie vivirá por siempre.  
Aun los príncipes a morir vinieron,  
Los bultos funerarios se queman.  
Que tu corazón se enderece:  
Aquí nadie vivirá para siempre.*

**-Nezahualcóyotl**

*Science arose from poetry, when times change, the two can meet again on a higher level as friends*

**-Johan W. Goethe**

*En la bandera de la libertad bordé el amor más grande de mi vida*

**-Federico Garcia Lorca**

*Cualquiera que conserve la capacidad de ver la belleza, no envejecerá nunca*

**-Franz Kafka**

*La desobediencia, a los ojos de cualquiera que haya leído la historia, es la virtud original del hombre. El progreso ha llegado por la desobediencia, por la desobediencia y la rebelión*

**-Oscar Wilde**

## Agradecimientos

**A mis padres Olga y Artemio:** por darme la vida, todo el amor, los valores y las enseñanzas que han hecho formar de mí la persona que soy. Este es un logro que les ofrendo a ellos con todo mi orgullo y alegría. No me alcanzan las palabras para describir el amor y el agradecimiento hacia ellos. ¡LOS AMO!

**A Brenda:** La mujer que ha significado mi principio, mi musa y mi motivación. A ti que eres el significado encarnado y el epítome del amor para mí. A ti que eres mi pasión en la vida y mi cómplice en la transgresión. ¡TE AMO por todo lo que eres y por todo lo que me das!

**A mis hermanos Carlos y Víctor:** Por tener ese vínculo mágico que trasciende el tiempo y las distancias. Por ser siempre un modelo a seguir para mí y por tantos años de felicidad y diversión a su lado. ¡LOS AMO!

**Al Dr. Ernesto Suaste Gómez:** Por brindarme toda su confianza y apoyo. Por todas sus enseñanzas y por compartirme parte de su experiencia y conocimiento. En general, por ser para mí un MENTOR EN TODA LA EXTENSIÓN DE LA PALABRA en esta gran aventura de aprendizaje y descubrimiento llamada Maestría.

**AL PUEBLO DE MÉXICO:** que a través del **CONACYT** financió mi manutención durante la estancia en la maestría. Espero de todo corazón haber estado a la altura de las circunstancias y que mi trabajo pueda ser de la mayor utilidad.

**A Bernardo:** El mejor amigo que podría tener. Es un orgullo y toda una experiencia el convivir y trabajar contigo. Tanto las buenas como las malas, en tu compañía se llevan con diversión y estilo.

**A Daniel:** Por ser un amigo leal y un compañero sin igual. Incontables son los momentos divertidos y edificantes que compartimos.

**A mis super amigos Pedrito, Neto, Chilango, José, Esteban y el resto de la banda de Bioelectronica:** ¡Todos son ley! ¡Arriba Osos Nórdicos!

**A todos mis compañeros del Laboratorio 10** de la sección de Bioelectrónica Omar, Héctor, Anabel, Modesto, Elsy, Beto, Cotzareli, Carlos, Carlitos y a quienes se me esté pasando mencionar: Por sus consejos, enseñanzas, las aportaciones y principalmente por hacer más amenas las jornadas de trabajo.

**A mis Profesores,** el Dr. David Elías Viñas y el Dr. Arturo Minor Martínez: por sus enseñanzas y todo su apoyo, no solo en la elaboración de este trabajo de tesis, sino en toda mi estancia en la sección de Bioelectrónica.

**A mi Alma Mater la UNAM** y a mis profesores de la **Facultad de Ingeniería**, M. en I. Juan Manuel Gómez González, M. en I. Sergio Quintana Thierry, M. en I. José Castillo Hernández, Ing. Miguel (CDM), Ing. Erik Norman Guevara Corona, Ing. Alejandro Sosa y muchos más: Por sus enseñanzas que me permitieron hacer un papel digno en esta gran institución, el CINVESTAV, y por darme esa formación humanista de la cual viviré eternamente orgulloso. ¡COMO NO TE VOY A QUERER!

**A los señores Alberto Miranda, Rosa Martínez y familia:** Por todo su cariño y atenciones. Por abrirme las puertas de su hogar y brindarme la calidez como a un miembro más de su familia.

**A todos mis amigos:** A todos aquellos fieles camaradas que he tenido la suerte de conocer y de compartir experiencia, los recuerdo con cariño a todos y cada uno... a pesar de la distancia.

**A los compañeros trabajadores** de la sección de Bioelectrónica: Por su profesionalismo y apoyo durante este periodo.

## Resumen

En el presente trabajo, se combinaron técnicas de instrumentación, electrónica digital, procesamiento de imágenes y óptica; con el fin de evaluar el parámetro conocido como “Tiempo de Ciclo Pupilar (PCT)”. Se presenta la originalidad de realizar pruebas de PCT bajo estímulos cromáticos. La bibliografía reporta de forma escasa el empleo estímulos a diferentes cromaticidades.

Cuando una rendija luminosa excita el borde de la pupila, en ella se generará una oscilación persistente y sostenida. El periodo de dicha oscilación es el conocido como PCT. Este parámetro depende principalmente de las condiciones de la musculatura del iris y la velocidad de transmisión de impulsos nerviosos (reflejo pupilar), por lo tanto, padecimientos que afecten dichos mecanismos alteran la longitud del PCT.

Se logró la implementación de la instrumentación y los algoritmos basados en videoculografía necesarios para poder estimular la pupila, registrar y cuantificar sus respuestas; igualmente, se acondicionó un lugar para el desarrollo de los experimentos y se propuso un protocolo de pruebas. Se pudo observar una tendencia de TCP's más cortos para las combinaciones que implican el uso del color azul.

## Abstract

In this work, techniques of instrumentation, digital electronic, digital image processing and optic were combined, in order to evaluate the parameter known as "Pupil Cycle Time (PCT)". Novel tests of PCT under chromatic stimuli were shown. The references report in a barely way the use of stimuli at different chromaticities.

When a luminous slit lamp excites the edge of the pupil, a regular and persistent oscillation is created. The period of this oscillation are also known as Pupil Cycle Time. This parameter mainly depends of the musculature of the iris and the speed transmission of the nervous impulses (pupillary reflex), therefore, diseases which affect those mechanisms will alter the length of the PCT.

The instrumentation and the video-oculography algorithms, which are necessary for the stimulation of the pupil and the quantifications of its response, were achieved. Also, a place for the development of the tests was conditioned. In addition, a test protocol was proposed. The application of this methodology shows a tendency of shorter PCT's for the combinations that include blue color.



---

## Índice

Capítulo 1 Introducción .....	4
Capítulo 2 Antecedentes .....	6
2.1 Bases del reflejo fotomotor .....	6
2.1.1 Retina y fotorreceptores .....	6
2.1.2 Vías visuales.....	14
2.1.3 Reflejo fotomotor .....	15
2.2 Sistema nervioso autónomo y balance simpático-parasimpático .....	18
2.2.1 Generalidades .....	18
2.2.1 Rama simpática .....	20
2.2.2 Rama parasimpática .....	21
2.2.3 Balance simpático-parasimpático .....	22
2.3 Tiempo de ciclo pupilar: principios y uso clínico.....	24
2.3.1 Conceptos y definiciones .....	24
2.3.2 Factores que afectan el TCP .....	26
2.3.3 El uso del TCP en investigación clínica .....	27
2.4 Percepción del color.....	29
2.4.1 Principios y naturaleza del color .....	30
2.4.2 Teoría tricromática o de Young-Helmholtz-Maxwell .....	31
2.4.3 Teoría de los pares opuestos o de Hering.....	34
2.4.4 Teoría de zonas.....	36
2.4.5 Teoría del Retinex .....	38
2.4.6 Otros modelos .....	39
Capítulo 3 Metodología de diseño, desarrollo y materiales.....	41
3.1 Diseño y control de la fuente luminosa .....	41
3.1.1 Diseño de la lámpara a partir del LED RGB y arreglo óptico .....	41



---

3.1.2	Control de la cromaticidad de los estímulos .....	43
3.2	Diseño del sistema de posicionamiento .....	45
3.2.1	Mecanismo y motores.....	45
3.2.2	Control del mecanismo .....	46
3.3	Montaje del sistema y captura del video .....	47
3.3.1	Montaje del sistema.....	47
3.3.2	Iluminación ambiental e infrarroja: diseño y control.....	49
3.3.3	Circuitos impresos y alimentación del sistema .....	50
3.3.4	Captura de Video.....	51
3.4	Procesamiento de datos .....	51
3.4.1	Interfaz gráfica de usuario (GUI).....	52
3.4.2	Algoritmo de procesamiento digital de imágenes .....	54
3.4.3	Tratamiento de la señal de radio pupilar.....	55
Capítulo 4	Pruebas y resultados .....	58
Capítulo 5	Análisis de resultados .....	70
Capítulo 6	Conclusiones .....	71
Apéndice A.	Conceptos fundamentales de anatomía del ojo .....	74
	Conceptos de anatomía y función del ojo humano .....	74
	Generalidades y estructura .....	74
	Pares craneales .....	77
	Anexos oculares.....	79
	Capas internas y compartimientos .....	81
Apéndice B.	Tópicos de procesamiento digital de imágenes.....	93
	Procesamiento digital de imágenes .....	93
	Introducción.....	93
	Transformaciones lineales .....	95
	Histograma y realce de contraste.....	97
	Filtros y máscaras .....	99
	Umbralizado .....	102
	Detección de bordes .....	103

---



---

Operaciones morfológicas.....	106
Propiedades básicas de forma.....	109
Apéndice C. Pruebas preliminares.....	111
Apéndice D. Códigos .....	113
Apéndice E. Participación en congresos .....	119
Referencias .....	120



---

## Capítulo 1 Introducción

Las técnicas descritas a lo largo de este texto fueron desarrolladas con el fin de obtener un sistema capaz de generar estímulos cromáticos definidos y calibrados para excitar el borde de la pupila y evocar las oscilaciones persistentes y sostenidas que la metodología clásica demanda [1] así como las herramientas para su medición. Para alcanzar dicha meta, se recurren a los siguientes objetivos:

### **Objetivo principal:**

Desarrollar de forma integral la metodología para la generación de estímulos cromáticos que evoquen una oscilación sostenida y persistente, así como las herramientas computacionales de videoculografía para su cuantificación.

### **Objetivos particulares:**

- Diseño y construcción de una lámpara de hendidura cromática basada en el uso de tecnología LED
- Diseño y construcción de un sistema electro-mecánico de posicionamiento para la lámpara de hendidura
- Programación de una interfaz gráfica y los circuitos electrónicos que controlen tanto la generación de estímulos cromáticos como la posición del mismo
- Generación de algoritmos de procesamiento de imágenes para el tratamiento de las filmaciones obtenidas
- Desarrollo de algoritmos de tratamiento de señales para la cuantificación de los parámetros TCP y balance simpático parasimpático a partir de las curvas de comportamiento pupilar.



---

En los subsecuentes capítulos, se describe a detalle tanto la metodología y las pruebas practicadas, así como los antecedentes necesarios para comprender el desarrollo en su totalidad.



---

## Capítulo 2 Antecedentes

### 2.1 Bases del reflejo fotomotor

#### 2.1.1 Retina y fotorreceptores [2-3]

La retina es el más complejo de todos los tejidos oculares. Es la capa más interna del globo ocular y es fotosensible. Se considera una porción externa del diencefalo. Se compone de capas alternas de cuerpos celulares y prolongaciones sinápticas. El nervio óptico, que funciona como enlace entre la retina y centros visuales superiores, es considerado una vía del SNC (más que un nervio periférico).

La retina es una hoja multicapa, semitransparente, delgada, de tejido nervioso, que recubre la parte interior de los dos tercios posteriores de la pared del globo ocular. Se extiende hacia adelante casi al nivel del cuerpo ciliar, donde se delimita por medio de un borde dentado denominado **ora serrata**. En su parte interior tiene contacto con el humor vítreo; mientras que en su parte exterior, lo tiene con la membrana de Bruch de la coroides.

Ontogenéticamente, la retina constituye una extensión del cerebro anterior que avanza junto con el nervio óptico hasta penetrar en el ojo y formar las siguientes secciones:

- **Neurorretina (retina visual):** y el epitelio pigmentado hasta la ora serrata, constituye el límite de la retina funcional
- **Retina ciliar:** En la capa posterior del cuerpo ciliar
- **Retina iridiana:** En la capa posterior del iris

La retina puede ser dividida en regiones retinianas (por su geometría radial), en cuadrantes (tomando en cuenta su papila óptica) y en capas (por su composición celular).



---

## Composición celular (Estratificación)

La retina es la membrana fotosensible que contiene las células especializadas fotorreceptoras: los conos, que responden a los altos niveles de luminosidad (condiciones fotópicas) y son responsables de la visión a color; y los bastones, que responden a los niveles bajos de iluminación (condiciones escotópicas) sin detalles ni color. Los fotorreceptores al recibir excitación, transmiten dicho estímulo a una serie de neuronas sucesivas en la propia retina a través del nervio óptico hasta alcanzar el tálamo y de ahí a la corteza cerebral, donde se puede hacer una interpretación de toda la información.

En la región de la retina visual (exceptuando la fovea) se encuentra una estratificación en diez niveles, de la coroides hacia el humor vítreo (de la parte exterior hacia la interior) en el siguiente orden:

- 1. Epitelio pigmentario:** Se constituye de un mosaico celular de uso 10-20  $\mu\text{m}$  de espesor. Se encuentra en relación con la membrana de Bruch de la coroides para su nutrición. Este estrato provee una resistencia eléctrica considerable, además de funcionar como un reservorio de vitamina A.
- 2. Capa fotosensible (estrato de conos y bastones):** Se forma por los segmentos externos de las células fotorreceptoras (conos y bastones)
- 3. Membrana limitante externa:** Es el complejo de unión entre las células de Müller y los segmentos internos de lo fotorreceptores
- 4. Capa nuclear externa:** Es la sección que alberga los segmentos de los fotorreceptores que incluyen sus núcleos
- 5. Capa plexiforme externa:** Es el punto donde ocurre la sinapsis entre fotorreceptores, células bipolares, células interplexiformes y células horizontales.
- 6. Capa nuclear interna:** Es la región que contiene los núcleos de las células bipolares, horizontales, amacrinas, interplexiformes, células ganglionares desplazadas y las células gliales de Müller.



7. **Capa plexiforme interna:** Es el punto donde ocurre la sinapsis de las células bipolares, amacrinas, ganglionares e interplexiformes
8. **Capa de células ganglionares:** Se compone por los núcleos de la mayoría de las células ganglionares ubicadas en varios estratos, células amacrinas desplazadas, los de algunos astrocitos, y además ocurren sinapsis como en la capa anterior. El espesor de esta capa es de unos 10-20  $\mu\text{m}$  en la retina periférica y hasta de 80  $\mu\text{m}$  en la región macular.
9. **Capa de las fibras del nervio óptico:** Es la formación en haz de los axones de las células ganglionares, que desde toda la semiesfera posterior del ojo, convergen para formar el nervio óptico.
10. **Membrana limitante interna:** Complejos de unión entre terminaciones expandidas de las células de Müller en la superficie vítrea.

En las Figuras 2.1.1.1-2 se muestran, respectivamente, una imagen de una retina humana al microscopio y un esquema de los diez estratos que componen dicha estructura.

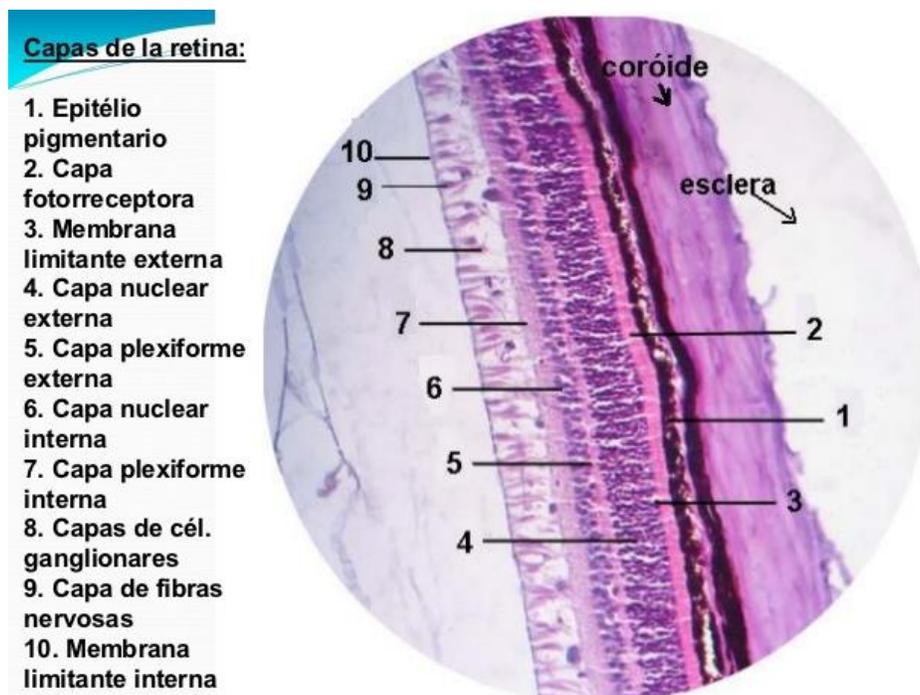


Fig. 2.1.1.1 Vista al microscopio del corte de una retina humana

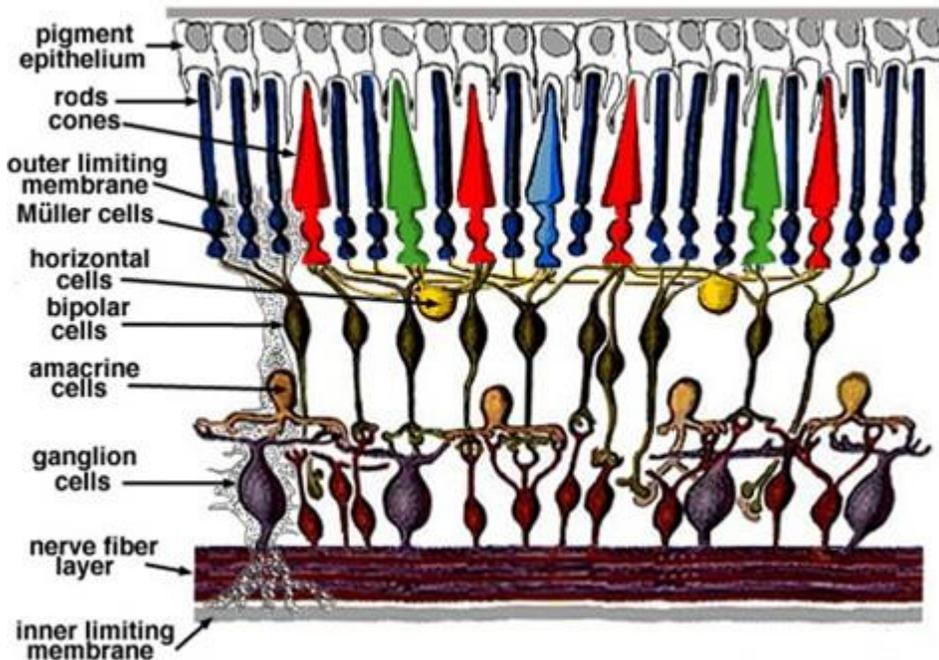


Fig. 2.1.1.2 Esquema de representación de los diez estratos de la retina humana

Se consideran dos planos con respecto a la curvatura del ojo: en su plano perpendicular se encuentran posicionadas los fotorreceptores, las células bipolares y las ganglionares; en su plano paralelo, se encuentran las células horizontales y las amacrine. Este arreglo permite la comunicación e interacción entre dichas capas.

Se considera que un ojo humano posee entre 80 y 100 millones de bastones y entre 4 y 5 millones de conos, que después de conectar con las células bipolares, hacen contacto con aproximadamente 1 millón de células ganglionares.

Dentro de la retina, se distinguen tres tipos de neuronas; los fotorreceptores, las células bipolares y las ganglionares; igualmente, existen dos puntos de sinapsis: en la capa plexiforme externa y en la plexiforme interna.



## Fotorreceptores

Como ya se ha mencionado, se dividen en conos (visión escotópica) y bastones (visión fotópica y a color). Son células neuroepiteliales encargadas de la fototransducción (transformación de estímulos luminosos a impulsos eléctricos) de forma alargada y polarizados en cuanto su forma y su función.

Cada fotorreceptor presenta dos regiones:

- **Expansión externa:** consta de una zona transductora (segmento externo) una estructura conectora (segmento de conexión) y una zona para el mantenimiento de la homeostasis celular (segmento interno).
- **Expansión interna:** Consta de una fibra conductora y una zona transmisora (cuerpo sináptico)

En la Figura 2.1.1.3 se muestra un esquema general de los dos tipos de fotorreceptores.

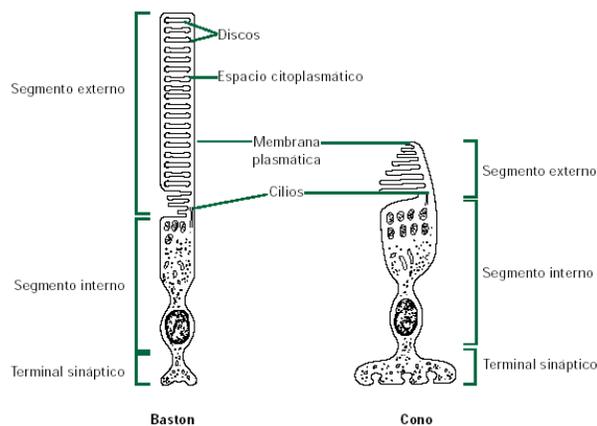


Fig. 2.1.1.3 Esquema para los dos tipos de fotorreceptores

En la Tabla 2.1.1.1 se hace un resumen con las principales características que constituyen las diferencias entre ambos tipos de fotorreceptor:



**Tabla 2.1.1.1 Resumen de características de los conos y bastones**

	<b>Conos</b>	<b>Bastones</b>
Estructura	Direccionalmente selectivos	Menor selectividad
Concentración de ftopigmento	Menor que en bastones	Elevada concentración
Conexiones	Cada cono en la región central conecta con dos bipolares enanas, y estas a su vez con dos ganglionares enanas	Convergencia de muchos bastones a una bipolar
Respuesta a la luz	Hiperpolarización	Hiperpolarización
Amplificación	Baja	Elevada
Umbral	Umbral elevado (100 fotones)	Umbral bajo (10 fotones)
Voltaje en relación a la luminancia	Buena adaptación	Sin adaptación
Saturación	Solo para luz muy intensa	Saturados con luz diurna
Máximos de sensibilidad espectral (nm)	S (440-445), M (530,535), L (560,565)	Único pigmento, máximo a 498
Resolución espacial	Elevada en cono rojos y verdes. Los conos azules están muy dispersos	Muy baja, debido a la gran convergencia
Resolución temporal	Alta	Baja
Respuesta temporal	Rápida	Lenta
Tiempo de adaptación a la oscuridad	Unos 5 minutos	Entre 40 y 60 minutos

La sensibilidad a estímulos luminosos de cada fotorreceptor, está determinada al ftopigmento que poseen. Para el caso de los bastones, se tiene un único ftopigmento: la rodopsina; en el caso de los conos, existen tres pigmentos: eritrolabe, clorolabe y cianolabe.

Debido a que los conos son los encargados de la visión a color entonces son clasificados de acuerdo a la sensibilidad espectral que exhiben. Las categorías son: L (ondas largas o del tipo rojo), M (ondas medias o del tipo verde) y S (ondas cortas o del tipo azul).

Las curvas de sensibilidad espectral de los fotorreceptores, se muestran en la Figura 2.1.1.4.

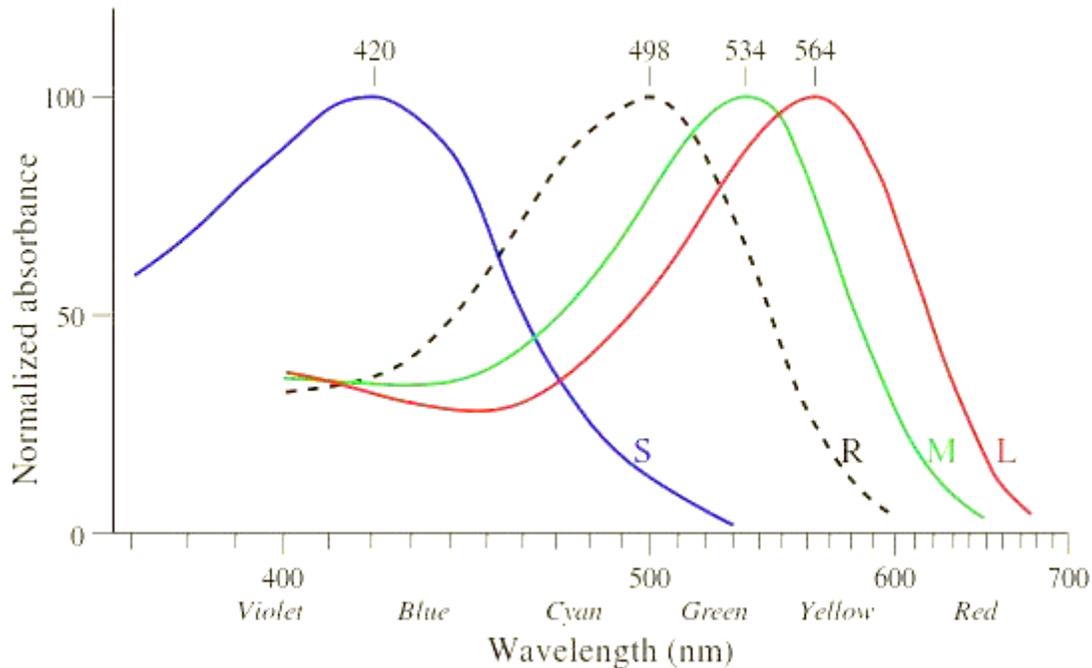


Fig. 2.1.1.4 Curvas de sensibilidad espectral para cada tipo de cono (representado por su respectivo color) y para el único tipo de cono

### Subdivisión en regiones retinianas:

La división principal de la retina se hace en retina central (macular) y retina periférica. Esta división se hace mediante criterios fisiológicos, psicofísicos y neuroanatómicos, sin embargo, la manera más sencilla de distinguirlas, es debido a la alta concentración de conos (lo que confiere mayor resolución) en la región central (entre 6 y 8 mm de diámetro, delimitado por un pigmento carotenoide amarillo).

Al centro de esta región rica en conos, se encuentra una zona de depresión conocida como la **fóvea**. Esta última ocupa cerca de 1.5 mm o 5° de arco. Al centro de la fóvea se encuentra la **foveola**, que es una región densamente poblada de los conos más finos y estilizados de toda la retina. Este punto es el de mayor agudeza visual.



La región de entrada del nervio óptico (axones de las células ganglionares) o papila óptica no contiene estructura retiniana, por lo que se forma así un punto ciego, con un diámetro aproximado de 1.5 mm.

En la Tabla 2.1.1.2 se muestra un resumen de las regiones retinianas.

Tabla 2.1.1.2 Tabla de resumen de regiones retinianas, según Poliak (1941)

Región retiniana		Diámetro lineal (mm)	Diámetro angular (°)	
<b>Retina Central</b>	Fóvea:	Depresión ligera	1.5	5.2
	-Foveola	Depresión acusada (sin vasos sanguíneos)	0.4	1.4
	-Isla central	Conos más finos de toda la retina (no hay bastones)	0.05-0.075	0.17-0.24
	Parafóvea	Anillo circular de unos 0.5 mm alrededor de la fóvea	2.5	8.6
	Perifóvea	Anillo circular de unos 1.5 mm alrededor de la fóvea	5.5	19
	Mácula lútea	Prácticamente toda la retina central esta pigmentada	5	17
<b>Retina Periférica</b>	Periferia próxima		8.5	29
	Periferia media		14.5	50
	Periferia lejana		40	
<b>Ora serrata</b>	Periferia extremo	Retina no funcional	40	

Adicionalmente, la retina se puede dividir (desde el contexto de las imágenes de fondo de ojo) en cuadrantes. Con base en la papila óptica, trazando dos ejes sobre dicho punto (eje vertical y horizontal) se forman los cuadrantes: nasal superior, nasal inferior, temporal superior y temporal inferior. En la Figura 2.1.1.5 se muestra una imagen de fondo de ojo típica, donde se indican cada uno de sus cuadrantes.

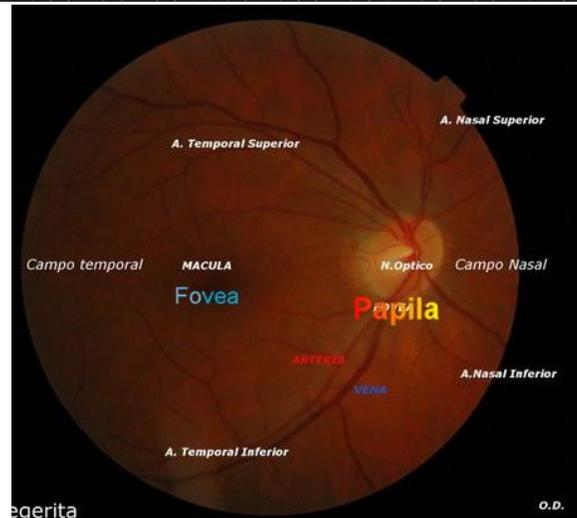


Fig. 2.1.1.5 Imagen típica de fondo de ojo. Se indican los cuadrantes respectivos

## 2.1.2 Vías visuales [4-5]

El sistema visual humano principal o vía aferente, está formado por la retina, nervio óptico, quiasma, cintilla óptica (CO), cuerpo geniculado lateral (CGL), radiaciones ópticas, las áreas visuales de asociación y las conexiones interhemisféricas relacionadas. Además, posee cuatro elementos neuronales en: retina (fotorreceptores y células bipolares); nervio óptico, quiasma y tracto óptico (células ganglionares); y finalmente, en las radiaciones ópticas y corteza visual (neuronas geniculocalcarinas). En la Figura 2.1.2.1 se muestra un esquema donde se muestran los elementos anteriormente mencionados.

Esta vía está compuesta por dos tractos: la vía retinotalámica (pregeniculada) y la geniculocortical (posgeniculada). A partir del cuerpo geniculado lateral (CGL) se pueden encontrar dos sistemas de canalización: La vía parvocelular y a vía magnocelular. A partir de este punto, los axones forman las radiaciones ópticas y haciendo un arco por el lóbulo temporal alcanzan ahora el occipital, formándose así el asa de Meyer.

En la vía geniculocortical, las radiaciones ópticas proyectan hacia el área visual primaria (área 17 de Brodman, corteza estriada o V1). Las células de la corteza



estriada se proyectan después a la zona de la corteza preestriada (18 y 19 de Brodman o V2, V3, V4 y V5) las cuales juegan un papel fundamental en la codificación de la información visual.

Adicionalmente, existen las vías visuales secundarias, las cuales alcanzan otras zonas encefálicas. Aquella que es de interés para el presente proyecto es la de los núcleos pretectales, donde se inicia el reflejo fotomotor (discutido en el siguiente subcapítulo).

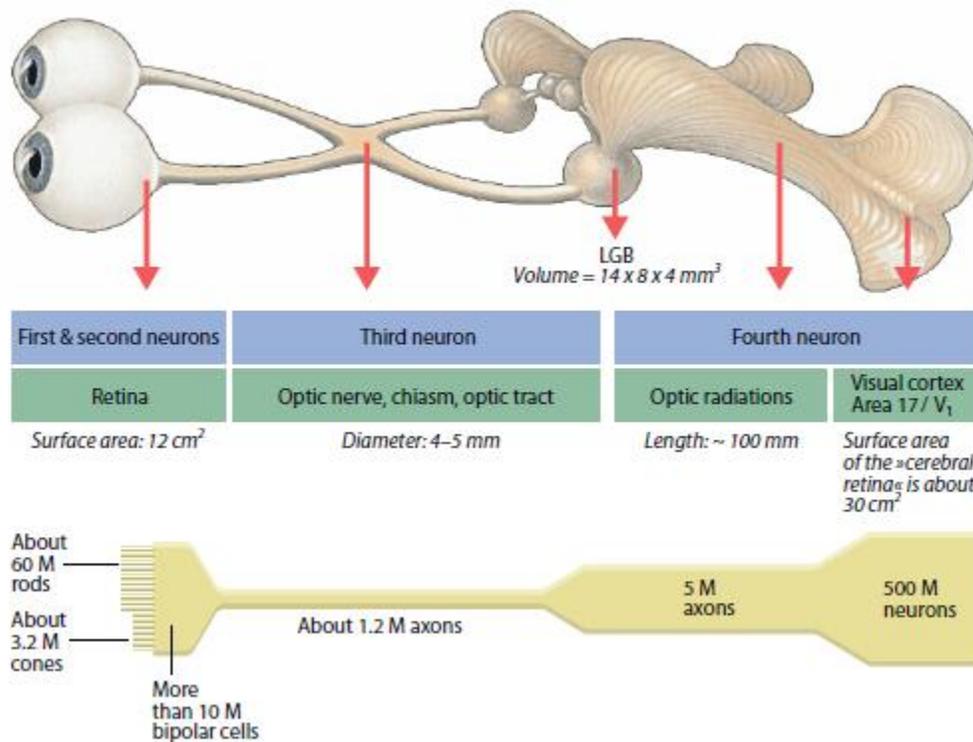


Fig. 2.1.2.1 Esquema de la vía visual principal (aférente) y los elementos que la componen

### 2.1.3 Reflejo fotomotor [6-7]

Tanto las señales de reflejo pupilar a la luz como los impulsos visuales tienen origen en la foto-transducción realizada por los fotorreceptores ubicados en la retina. Una vez realizadas las conexiones sinápticas a través de las capas de la retina hasta su



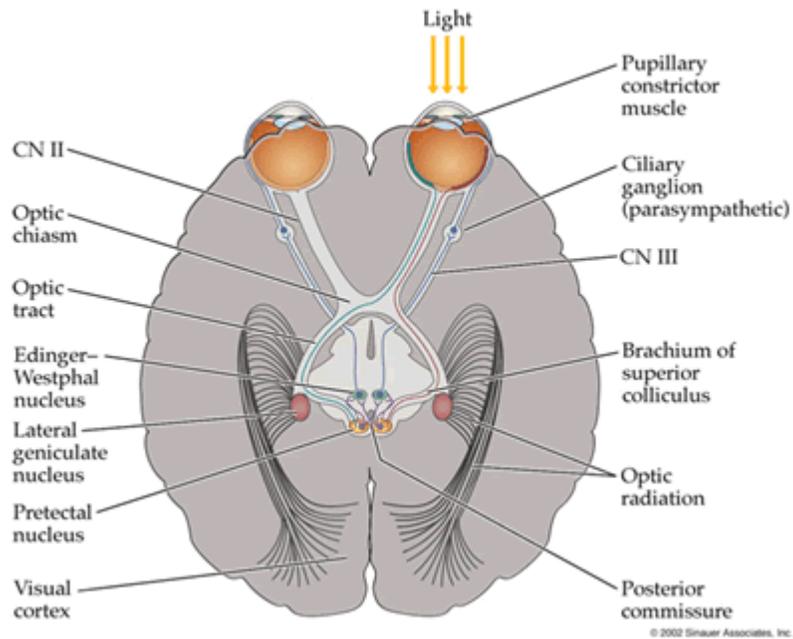
último componente (células ganglionares) sus axones continúan a través del nervio óptico (II par craneal) dando origen a la vía aferente parasimpática (constrictora)

Los impulsos pupilares y visuales viajan juntos a través del nervio óptico, cruzan el quiasma y antes de hacer sinapsis con el cuerpo geniculado lateral (CGL), en la región de la cintilla óptica (CO) ocurre una bifurcación de las fibras, donde las correspondientes a los impulsos pupilares se separan y continúan hacia el área del mesencéfalo superior haciendo sinapsis en el núcleo pretectal (NPT), en tanto que el resto de las fibras correspondientes a los impulsos visuales si continúan hasta el CGL.

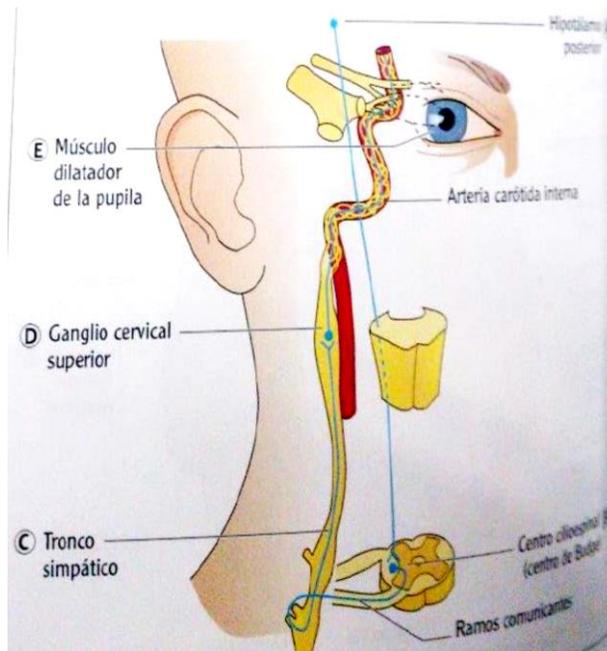
La vía aferente continua con la conexión al núcleo de Edinger-Westphal homo y contralateral, lo que después dará origen a una constricción simétrica y bilateral en ambas pupilas, directa en el ojo que recibe la excitación y consensual en el otro.

Las fibras pupilomotoras parten del núcleo de Edinger-Westphal, iniciándose la vía eferente parasimpática con las fibras del III par craneal (oculomotor). Este nervio penetra en la órbita por la hendidura esfenoidea superior llegando al ganglio ciliar donde efectúan la sinapsis y a través de los nervios filiares cortos, entra en el globo ocular innervando el músculo ciliar (responsable de la acomodación del cristalino) y el esfínter pupilar. En la Figura 2.1.3.1 se muestra un esquema de la vía refleja parasimpática.

Por otra parte, la vía simpática o dilatadora tiene la misma vía aferente que la parasimpática. La vía simpática eferente se compone de tres neuronas (Figura 2.1.3.2):



**Fig. 2.1.3.1 Esquema de la vía refleja parasimpática**



**Fig. 2.1.3.2 Esquema de la vía refleja simpática**

- **La primera neurona central:** comienza en la parte posterior del hipotálamo y se dirige a través del tronco del encéfalo y del bulbo raquídeo hasta el



---

centro cilioespinal o centro de Budge en el nivel C8-T2 de la medula espinal cervical

- **La segunda neurona preganglionar:** va desde el centro cilioespinal, a través de los ramos blancos comunicantes y el tronco simpático al ganglio cervical superior.
- **La tercera neurona, posganglionar:** se dirige desde el ganglio cervical superior a través del plexo neural que acompaña a la arteria carótida interna, la arteria oftálmica y los nervios ciliares largos, hasta el órgano efector, el músculo dilatador de la pupila.

## 2.2 Sistema nervioso autónomo y balance simpático-parasimpático [2,8-9]

### 2.2.1 Generalidades

El sistema nervioso autónomo SNA (o vegetativo) es aquel que inerva las vísceras y sus envolturas, provocando un efecto de estimulación o de depresión. Casi todos los tejidos del cuerpo son atravesados por sus delgadas fibras. Este sistema ayuda a controlar en su mayoría las actividades relacionadas a la economía del organismo.

Las fibras del SNA se pueden dividir en dos tipos:

- Aferentes ó viscerosensitivas
- Eferentes (visceromotoras y secretoras)

Las células nerviosas de las fibras sensitivas están situadas en los ganglios espinales. Las células de las que se desprenden las fibras eferentes forman los ganglios vegetativos.



El SNA es activado principalmente por los centros localizados en la médula espinal, el tallo cerebral y el hipotálamo. Sus funciones principales son el mantenimiento del medio interno del organismo y la regulación de las funciones orgánicas en respuesta a estímulos del ambiente utilizando como mediador el carácter antagónico (o de diferente naturaleza) que juegan sus dos ramas (simpática y parasimpática), cuya descripción más detallada se menciona subcapítulos siguientes y un esquema general de sus porciones se muestra en la Figura 2.2.1.1

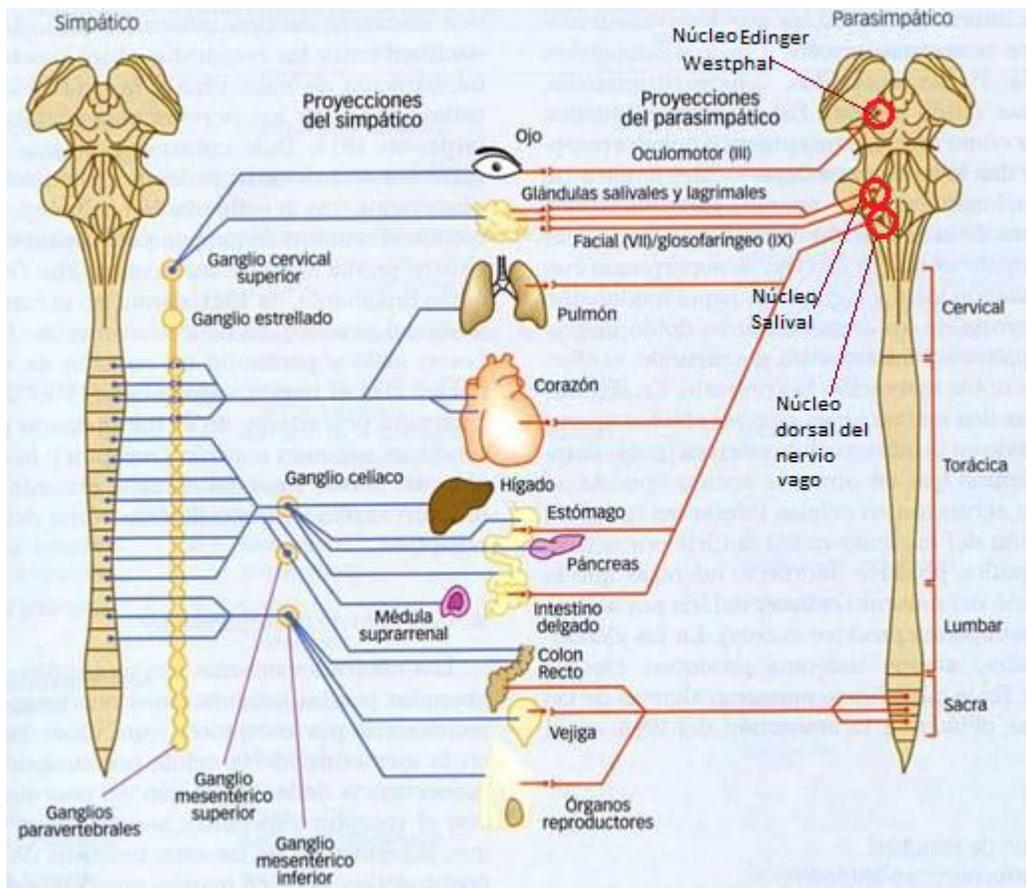


Fig. 2.2.1.1 Esquema de las porciones simpática y parasimpática del SNA

En la Tabla 2.2.1.1 se presenta un resumen de los efectos de cada rama del SNA para algunos órganos específicos.



### 2.2.1 Rama simpática

En general, la porción simpática es la encargada de la estimulación cuando el sujeto se encuentra en actividad corporal, aumentando el rendimiento durante una situación de estrés o de peligro. Esta rama es la responsable del incremento en la presión arterial, aceleración del ritmo cardiaco y el respiratorio, la midriasis, piloerección y un aumento en la secreción sudorípara; así como la reducción de la motilidad gastrointestinal y la secreción de las glándulas intestinales.

Tabla 2.2.1.1 Relación de efectos simpáticos-parasimpáticos para órganos específicos

Órgano	Efecto de estimulación simpática	Efecto de estimulación parasimpática
<b>Ojo:</b>		
Iris	Dilatación (midriasis)	Constricción (miosis)
Músculo Ciliar	Relajación (visión lejana)	Reducción (visión cercana)
Músculos de Tarsal	Reducción	Ninguno
Glándula Lagrimal	Vasoconstricción	Vasodilatación
<b>Corazón:</b>		
Músculo	Incrementa ritmo	Disminuye ritmo
	Mayor fuerza contráctil	Reduce fuerza contráctil
Gasto	Mayor volumen de salida	Reduce volumen de salida
Arterias Coronarias	Dilatación	Constricción
<b>Sistema Respiratorio:</b>		
Bronquiolos	Dilatación	Constricción
Glándulas bronquiales	Disminuye secreción	Aumenta secreción
<b>Sistema Digestivo:</b>		
Perístasis	Inhibición	Estimulación
Esfínteres	Aumenta tono	Disminuye tono
Flujo sanguíneo	Vasoconstricción	Vasodilatación
Glándulas extrínsecas	Ninguno	Aumenta secreción
<b>Hígado:</b>		
	Glicogenólisis y Glucogénesis	Glicogénesis
<b>Vejiga:</b>		
Detrusor	Inhibición	Excitación
Trígono	Excitación	Inhibición
<b>Organos Reproductores:</b>		
Masculino	Eyacuación	Erección
Femenino	Dilatación cervical	Ninguno



Las neuronas simpáticas están ubicadas en el asta lateral de la médula torácica y lumbar superior, por lo tanto, la localización de sus núcleos es toracolumbar (véase Figura 2.2.1.1)

Las fibras simpáticas que nacen en los diferentes segmentos de la médula no se distribuyen necesariamente para la misma proporción del cuerpo que las fibras somáticas de dicho segmento. Por el contrario, las fibras simpáticas de T1 generalmente siguen la cadena simpática hacia la cabeza; desde T2 van al cuello; T3-T6 hacia el tórax, T7-T11 para el abdomen; T12, L1 y L2 hacia las extremidades inferiores. La distribución de dichos nervios para cada órgano se encuentra en función de su origen embriológico.

La transmisión de impulsos en la porción simpática se lleva a cabo por la acción de la noradrenalina. Es por eso que también se le conoce a esta porción como sistema adrenérgico.

## **2.2.2 Rama parasimpática**

Cuando tiene acción la rama parasimpática tiene lugar la regeneración, el intercambio de sustancias y la estructuración de reservas corporales. Esta porción produce aumento en la motilidad y secreciones gastrointestinales, se estimula la micción y la defecación, disminuye los ritmos cardíacos y respiratorios, además de provocar la midriasis.

Anatómicamente, las neuronas parasimpáticas forman en el tronco encefálico los siguientes núcleos:

- Núcleo de Edinger-Westphal
- Núcleo salival
- Núcleo dorsal del nervio vago

Asimismo, la médula espinal sacra contiene células nerviosas parasimpáticas. La ubicación de los núcleos parasimpáticos es craneosacra (véase Figura 2.2.1.1).



Las fibras parasimpáticas abandonan el Sistema Nervioso Central siguiendo varios nervios craneales, el segundo y tercer pares sacros de la médula espinal y a veces el primero y el cuarto. Cerca del 80% de las fibras nerviosas parasimpáticas pasan a través de los nervios vagos hacia todas las regiones torácicas y abdominales, por ejemplo, al corazón, pulmones, esófago, estómago, intestino delgado, la mitad proximal del colón, hígado, vesícula biliar, páncreas y parte alta de uréteres.

Las fibras parasimpáticas del tercer par craneal van a los diferentes esfínteres pupilares y músculos ciliares del ojo. Las fibras del séptimo par craneal pasan a las glándulas lagrimales, nasales y submaxilares; las fibras del noveno par pasan a la glándula parótida.

La transmisión de impulsos en la porción parasimpática se lleva a cabo por la acción de la acetilcolina. Es por eso que también se le conoce a esta porción como sistema colinérgico.

### **2.2.3 Balance simpático-parasimpático**

Debido a la naturaleza antagónica de las ramas del SNA, un órgano inervado por el mismo normalmente se encuentra en un estado de balance entre ambas inervaciones. El ejemplo que atañe más al presente trabajo consiste en el efecto presente sobre la pupila: una inervación simpática produce una dilatación (midriasis); caso contrario de la estimulación por la rama parasimpática que produce una contracción (miosis).

Existe un parámetro que involucra cuantificaciones en el dominio de la frecuencia, el cual asocia un cociente entre la actividad simpática y parasimpática. Típicamente, este es definido en el contexto de la señal "Variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC)". El análisis de dicha señal ha constituido una herramienta de estudio, útil y no invasiva, para la función autonómica [10-13].



El análisis espectral de la VFC se encuentra concentrado en un ancho de banda específico, de donde se ha obtenido evidencia de la existencia de tres secciones principales, donde sus límites varían de acuerdo a la referencia consultada [14-15]:

- **Banda de baja frecuencia:** Se ubica entre los 0.015-0-0.04 Hz. Se asocia a actividad vasomotora. Su control era típicamente considerado tanto simpático como parasimpático; sin embargo, este paradigma ha ido cambiando al ser considerada ahora como una banda de mediación solamente simpática
- **Banda de frecuencia media:** Se ubica alrededor de los 0.1 Hz. Se asocia a la actividad de los barorreceptores y se considera de mediación parasimpática.
- **Banda de alta frecuencia:** Se ubica entre los 0.15-0.4 Hz. Se considera mediada por actividad parasimpática. En esta sección se considera localizada la actividad por respiración.

Sea  $V(f)$  la transformada de Fourier señal VFC. Entonces, el “Balance Simpático Parasimpático (BSP) se define de acuerdo a la ecuación 2.2.3.1:

$$BSP = \frac{\int_{0.015}^{0.04} V(f)df}{\int_{0.15}^{0.4} V(f)df} \quad 2.2.3.1$$

En donde el área bajo la curva del espectro de frecuencias en la banda 0.015-0.04 Hz corresponde a la actividad simpática; mientras que aquella contenida en la banda 0.04-0.15 Hz corresponde a la actividad parasimpática. Típicamente, en el cálculo de este parámetro no se considera la banda intermedia de actividad de barorreceptores [10,14-15].

En trabajos anteriores, se ha presentado una relación entre actividades cardiovasculares y respuestas pupilares [10-12]. Además de saberse que la



evaluación de respuestas pupilares es una manera sencilla y no invasiva de evaluar el funcionamiento del SNA [16].

## 2.3 Tiempo de ciclo pupilar: principios y uso clínico

### 2.3.1 Conceptos y definiciones

La idea de considerar el reflejo pupilar a la luz (reflejo fotomotor, véase apartado visión humana) como un servomecanismo (sistema auto-regulado) ha sido tratada con anterioridad. Dicho sistema de lazo cerrado posee un alto grado de complejidad al involucrar elementos como la retina, ambas ramas del sistema nervioso autónomo y el mesencéfalo [17] (Figura 2.3.1.1)

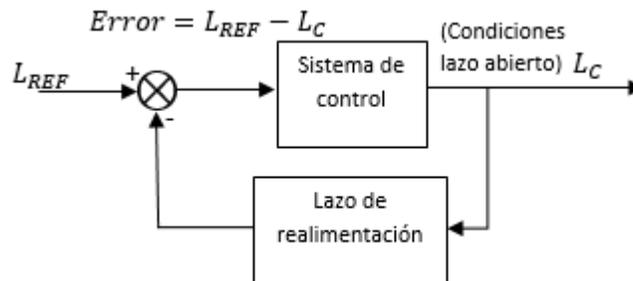


Fig. 2.3.1.1 Diagrama de representación del servomecanismo de control para el reflejo pupilomotor propuesto por Stark [17]

Un fenómeno de interés en el campo de respuestas pupilares y reflejo fotomotor es el Tiempo de Ciclo Pupilar (TCP). El TCP es definido como el periodo de una oscilación completa, regular y persistente de la pupila cuando esta es excitada en su borde con una fuente luminosa de hendidura. [1,3]. El TCP es un mecanismo regulado por el SNA y la medición de este parámetro es una forma sencilla de evaluar la función de dicho sistema, siendo una medida confiable y reproducible. El TCP evalúa de forma especial la vía parasimpática eferente del reflejo pupilar a la luz siendo más probable que se alargue por un defecto en esta vía que por su contraparte parasimpática aferente.



Típicamente, los estudios demuestran un valor medio del TCP entre los 750 y 900 ms [1,3]; sin embargo, han sido reportados valores superiores en algunos casos, tanto para personas sanas (en grupos control) como en pacientes. [18]

Investigaciones previas han mostrado que el TCP no resulta afectado por factores tales como el ojo dominante, género, color del iris, agudeza visual, defectos refractivos, amplitud de la oscilación, adaptación a la luz, ancho del haz luminoso, hora del día ni por mediciones repetidas [1,13,18]. Únicamente se ha encontrado una alteración pequeña pero considerable en el caso de la edad del sujeto (el TCP tiende a prolongarse con la edad [19]). Se tienen discusiones sobre la intensidad del estímulo y el tamaño de la pupila durante la prueba [1,18]. Es importante destacar el hecho de las anteriores aseveraciones han sido formuladas bajo evidencia encontrada para experimentos de medición de PCT con luz blanca; para el caso del presente proyecto, estos conceptos están aún por probarse (dada la originalidad) surgiendo así una pregunta de investigación: ¿Estos factores seguirán siendo despreciables o mostrarán diferencias de individuo a individuo?

La forma de evocar dicho estímulo consiste en la elevación del haz luminoso de hendidura hasta que este choque con el borde la pupila y se provoque una contracción (miosis); después de esto la luz dejará de entrar al sistema óptico del ojo, quedando en condiciones de luz baja y la pupila se dilatará (proceso de midriasis), hasta el punto de chocar con el estímulo de nueva cuenta. De esta manera la oscilación es inducida.

En la Fig. 2.3.1.2 se muestra un esquema del proceso antes descrito. Esta es la forma clásica de realizar el experimento descrita por Miller & Thompson [1], sin embargo, se han reportado variaciones en la metodología, como el hecho de colocar la hendidura en posición vertical o algún arreglo distinto [1,18].

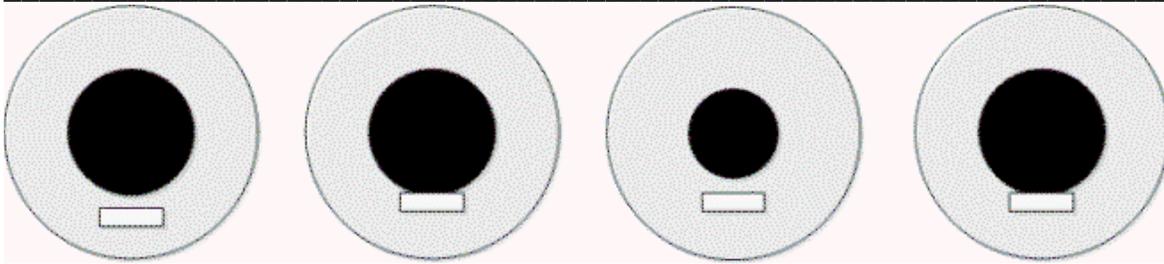


Fig. 2.3.1.2 Evocación de la oscilación pupilar mediante una lámpara de hendidura. De izquierda a derecha: se eleva el haz luminoso hasta que choque con la pupila. Al ocurrir lo último, ocurre una miosis y así la luz deja de estimular la retina. Al no tener estímulo, se suscita una midriasis, hasta que la pupila nuevamente choca con el haz, creándose así una oscilación regular y persistente.

Las técnicas de medición del TCP reportadas utilizan tanto técnicas de cronometraje manual [1,16] como técnicas de video-oculografía [18]. Para el primer caso, se define un número de oscilaciones y se registra (por medio del cronómetro) el tiempo que ha tomado alcanzar la cantidad de eventos y se calcula el tiempo de cada ciclo por medio de una división; para el caso de la video-oculografía, se toman videos de la pupila bajo excitación y por medio de procesamiento digital de imágenes se obtienen curvas de radio pupilar con respecto al tiempo. Cabe mencionar que procedimientos de procesamiento digital de imágenes eliminan posibles subjetividades y acorta el tiempo en que el sujeto es sometido a la prueba.

### 2.3.2 Factores que afectan el TCP

Existen una serie de factores que fueron considerados en estudios previos como posibles causas de alteración en la medición del TCP. Los factores pueden ser tanto instrumentales (mencionados en el apartado anterior, con cierta discusión acerca de su efecto) como fisiológicos/anatómicos.

Algunos de los factores que se han identificado como un factor de retraso para el reflejo pupilar son la velocidad, la frecuencia y la intensidad de los impulsos nerviosos hacia el mesencéfalo, los retardos sinápticos, los retardos nerviosos eferentes y las características estructurales de la musculatura misma del iris. Diversos estudios han encontrado correlaciones entre ciertas afecciones que afectan el SNA y alteraciones en el TCP. Se ha demostrado que el TCP es un



parámetro sumamente sensible a alteraciones o ligeros bloqueos en el sistema parasimpático [16].

Además de dichas características anatómicas y fisiológicas, se ha encontrado que ciertos medicamentos como la atropina, provocan un efecto de alargamiento del TCP. Dicho medicamento es de naturaleza anticolinérgica, es decir, inhibidor del sistema parasimpático.

### 2.3.3 El uso del TCP en investigación clínica

Como ya se mencionó, el TCP es una medida accesible y confiable para evaluar el estado del SNA, por lo tanto, podría ser un parámetro de interés para el estudio de enfermedades que provoquen una afección o alteración en las vías de dicho sistema. A continuación se hablará brevemente del uso que se le ha dado al TCP en patologías específicas:

- **Neuritis óptica:** El TCP tiende a alargarse en personas con este padecimiento [20].
- **Myasthenia Gravis:** Se registra un efecto de fatiga pupilar, manifestándose en forma de una disminución gradual de la oscilación pupilar [21].
- **VIH:** Existe una diferencia muy notable en las diferencias entre los TCP del grupo control y del grupo de pacientes seropositivos. Aun en casos muy temprano de la infección [22].
- **Compresión del nervio óptico:** Se han encontrado anomalías en mediciones del TCP en pacientes con tumores en el quiasma y neuropatía óptica por enfermedad de Graves, sugiriendo que el TCP es una forma simple de evaluar una situación donde se presente compresión del nervio óptico [23].
- **Lesiones que ocupan espacio de vías visuales:** Se ha encontrado una correlación entre el alargamiento del TCP y presencia de afecciones en los alrededores de la vía visual (en casos patológicos) [24].



- **Uso de drogas:** Pruebas hechas a 30 sujetos, con una función visual normal (agudeza visual normal y fondo normal) que han tomado barbitúricos y/o benzodiapiasinas, 60% de las pruebas de ciclo pupilar han resultado alteradas. Esto enfatiza la necesidad de un historial de uso de drogas más detallado [25].
- **Esclerosis múltiple:** Es un desorden autoinmune desmielinizante del sistema nervioso que se manifiesta comúnmente con síntomas oftálmicos, que incluyen ambas vías visuales (aférente y eférente). El síntoma más común en estos casos es la neuritis óptica, cuyo efecto sobre el TCP ya fue mencionado [26].
- **Glaucoma de ángulo abierto:** El TCP resulta significativamente más prolongado en casos probados de glaucoma de ángulo abierto (aun con presión intraocular controlada), confirmando el rol de la disfunción autonómica [27].
- **Glaucoma de ángulo cerrado:** Análogo al caso anterior, se presenta una prolongación del TCP en el grupo de prueba. Adicionalmente, prevalecían ausencias de oscilación [28].
- **Hipertensión ocular:** Se encontró una relación de ensanchamiento del TCP en pacientes con hipertensión ocular tanto en ángulo iridocorneal abierto como cerrado. Se sugiere una disfunción parasimpática en la vía eférente del reflejo fotomotor en pacientes con hipertensión ocular de ángulo cerrado [28].
- **Diabetes Tipo 2:** Se asocia este padecimiento con TCP prolongado en comparación con sujetos del grupo de prueba. Adicionalmente, existe un alargamiento asociado con el tiempo en que los pacientes han vivido con el padecimiento. El TCP emerge como una forma sencilla y confiable para evaluar el nivel de afectación de la neuropatía que afecta la pupila del diabético tipo 2 [29].
- **Síndrome de Horner:** El TCP resulta significativamente más prolongado en pacientes con este síndrome, al evaluarse en el lado afectado. El tono



---

midriático perdido durante el desarrollo de este síndrome causa ese retraso en la redilatación de la pupila, conllevando al TCP mas prolongado [30].

- **Lepra:** Se encontró un alargamiento del TCP en pacientes que padecen lepra. De acuerdo a la clasificación de pacientes infectados con esta enfermedad, existe el grupo LL (lepra lepromatosa), el grupo BL (cercano lepromatoso), el grupo BT (cercano tuberculoso) y el TT (Lepra tuberculosa). Se encontró que el TCP tiende a extenderse cuando más se acerca en dirección del grupo LL, habiendo significativa diferencia entre grupo control y grupo de pacientes con tuberculosis (con algunos síntomas similares al grupo de lepra del tipo tuberculoso). Este último grupo tuvo TCP similares al grupo control [31].
- **Estados alterados de nutrición:** Un estado de preobesidad/obesidad provoca una disminución en el tono parasimpático (alargamiento del TCP), mientras que un estado de desnutrición dicho tono es reforzado (disminución del TCP); ambas medidas son referidas con el TCP de personas sanas en un estado de nutrición normal [32].

## 2.4 Percepción del color

El color es un tema de interés para la humanidad desde siglos atrás. La visión a color es una de las formas más representativas del como percibimos nuestro entorno.

La percepción del color es un tema de alta complejidad, ya que su estudio abarca tres áreas del conocimiento: la física, la biología y la psicología.

El ojo humano es comparado con un instrumento sintetizador, ya que este no es capaz de discriminar un estímulo espectralmente puro de uno que no lo es. Por ejemplo, un color naranja asociada a una longitud de onda de 600 nm, no es posible diferenciarlo de una combinación adecuada de dos estímulos de 700 (rojo) y 580 nm (amarillo).



## 2.4.1 Principios y naturaleza del color [33-34]

Como se mencionó, el estudio de la percepción del color tiene tres vertientes: la física, la biología y la psicología. He ahí por qué se le asocia al estudio de la visión como psicofísico.

La percepción del color es, desde luego, un proceso dependiente de la longitud de onda. El ojo es un sistema capaz de interpretar un pequeño segmento del espectro electromagnético, asociando una “sensación” a cada longitud de onda incluida en esta banda (Fig. 2.4.1.1). Sin embargo, para evocar dicha sensación es posible hacerlo mediante su correspondiente longitud de onda única (estímulo espectralmente puro) o mediante una combinación adecuada de “otras” longitudes de onda distintas.



Fig. 2.4.1.1 Segmento del espectro electromagnético que el ojo humano es capaz de percibir e interpretar.

El color es típicamente especificado a través de tres dimensiones perceptuales (que son un área de estudio más concerniente a la psicología), las cuales se enuncian a continuación:

- **Matiz:** Es la percepción que normalmente se encuentra asociada con la longitud de onda, por ejemplo, un estímulo de 545 nm tiene un matiz verde, mientras que uno de 580 nm tiene un matiz amarillo.



- **Saturación:** Es el grado de mezcla entre un color con un matiz dado y el blanco. Por ejemplo, los colores conocidos como “pastel” son estímulos con muy baja saturación. Otro término asociado a este parámetro es el conocido como *pureza colorimétrica*, siendo definida por la siguiente ecuación:

$$p = \frac{L_{\lambda}}{L_{\lambda} + L_W} \quad 2.4.1.1$$

Donde:

$L_{\lambda}$  : Es la luminancia de la longitud de onda bajo prueba

$L_W$ : Es la luminancia de la luz blanca que es combinada a la longitud de onda bajo prueba

- **Brillo:** Es un parámetro relacionado con la luminancia del estímulo pero con un tinte más subjetivo. El brillo se puede definir como la luminancia percibida por un observador en particular y una región de observación en particular.

Se ha demostrado que la influencia del fondo de la escena y los contrastes cromáticos son determinantes en la percepción del color.

Aspectos biológicos de la visión a color, como lo son los fotopigmentos y las sensibilidades espectrales de los conos, son tratados más a fondo en el capítulo de visión humana.

#### 2.4.2 Teoría tricromática o de Young-Helmholtz-Maxwell [33-35]

La percepción del color es un fenómeno dependiente de la longitud de onda, pero esto genera una pregunta: ¿Cuáles son los principios fisiológicos que rigen esta relación?

En principio, es posible pensar en que existe un cono para percibir cada color, lo que implica que cada persona posee miles de tipos de conos diferentes, un modelo no plausible.



En 1802, Tomas Young, a partir de dicha idea, postuló la idea de un número finito de sensores, con los cuales era posible codificar la totalidad de la variedad cromática. Este hecho es la partida para los estudios de percepción del color y de la existencia de experimentos que lo demostraron y acotaron el número de conos de un enorme número de funciones de sensibilidad a solo tres tipos. Alrededor de la década de 1860, Helmholtz y Maxwell realizaron más experimentos sobre la percepción del color, que sustentaban esta teoría.

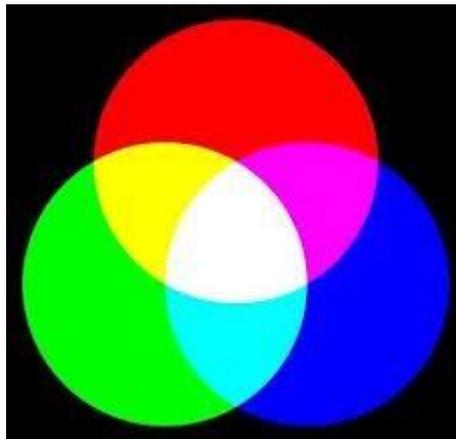


Fig. 2.4.2.1 Mezcla aditiva de colores

La idea central de la teoría enuncia que, a partir de la mezcla aditiva (con un intensidad adecuada) de tres colores espectralmente puros (conocidos como primarios) es posible obtener un estímulo visualmente idéntico a otro, pero con contenido espectral distinto. Este nuevo estímulo es conocido como un *metámero*.

Un compendio de reglas simples, conocidas como las “Leyes de Grassmann” son aplicadas al proceso de mezcla de colores. Dichas leyes son el principio de los estudios cuantitativos de color (colorimetría).

De manera matemática, las Leyes de Grassmann son similares a condiciones de linealidad, ya que las combinaciones cromáticas obedecen a las propiedades de *Adición*, *Multiplicación por un escalar* y *Asociatividad*. Bajo este orden de ideas, pueden ser enunciadas en forma de postulados, como los siguientes:



- Para especificar un color, son necesarios y suficientes tres parámetros: el matiz, la saturación y el brillo.
- El resultado de una mezcla aditiva de colores depende solo de su apariencia y no de su contenido espectral (suma de vectores).
- La luminancia total de una mezcla aditiva de colores es igual a la suma de las luminancia de cada componente

Bajo la idea de hacer analogía entre los colores y vectores, surgió el concepto de las coordenadas y los espacios cromáticos. Dicho procedimiento tiene la intención de establecer reglas cuantitativas para el proceso de la igualación de color a partir de la mezcla de los tres primarios (rojo, azul y verde).

En 1931, se establecieron las llamadas “funciones de igualado de color”. Cada longitud de onda del espectro visible era mapeada a una suma de tres valores de cada función de igualación para cada color primario (coordenadas cromáticas). Las funciones mencionadas son mostradas en la Fig. 2.4.2.2

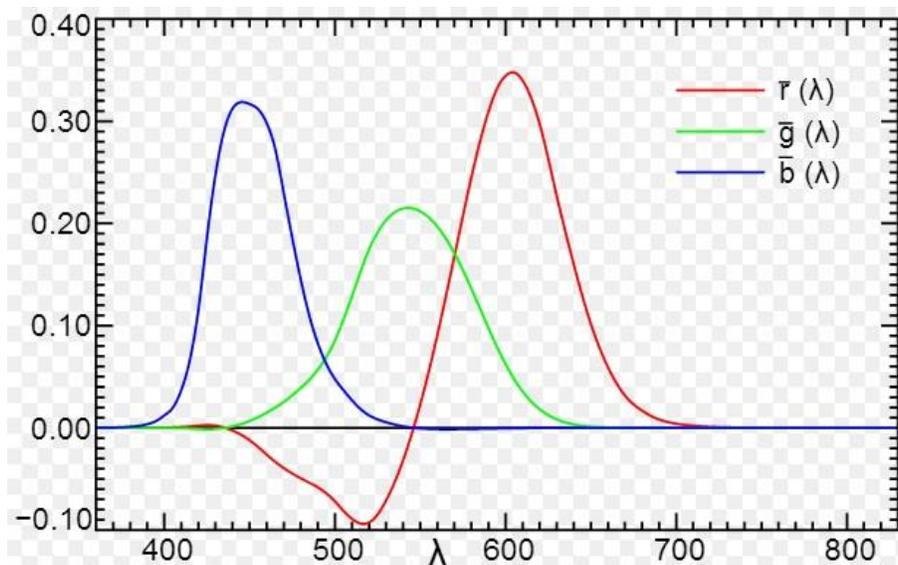


Fig. 2.4.2.2 Funciones de igualación de color “ $r(\lambda)$ ”, “ $g(\lambda)$ ” y “ $b(\lambda)$ ”. Se muestra el peso atribuido a cada color primario para generar una igualación a una longitud de onda determinada.



Como se puede observar, existen porciones negativas, lo que implicaría “extraer” color a una combinación dada (en el caso de las longitudes cortas y a función del color rojo). Para evitar dicho problema, se propuso una transformación proyectiva dicho espacio, estableciéndose un nuevo sistema “ $x(\lambda)$ ”, “ $y(\lambda)$ ” y “ $z(\lambda)$ ” que eliminará dicha dificultad (se suele nombrar a dichas funciones como “colores imaginarios”). Las nuevas funciones de igualación se muestran a continuación (Fig. 2.4.2.3):

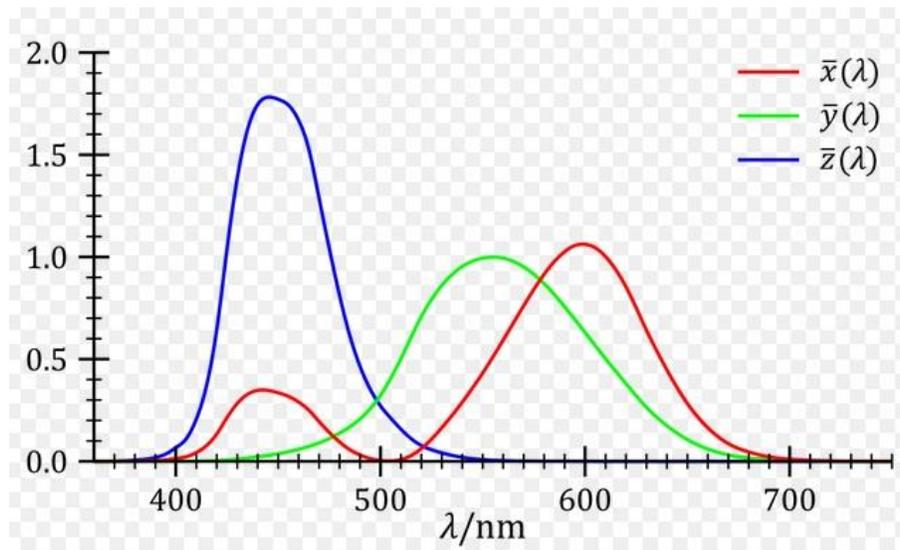


Fig. 2.4.2.3 Funciones de igualación de color  $x(\lambda)$ , “ $y(\lambda)$ ” y “ $z(\lambda)$ ”. Se muestra el peso atribuido a cada color primario para generar una igualación a una longitud de onda determinada.

Existen espacios de color establecidos de forma más contemporánea. Uno de ellos es el CIELUV de 1976; otro es el CIELAB de 1976. En dichos espacios se utilizan transformaciones espaciales distintas, las cuales buscan objetivos específicos en sus respectivos campos de aplicación.

### 2.4.3 Teoría de los pares opuestos o de Hering [33-35]

La teoría tricromática resultaba insuficiente para explicar ciertos fenómenos. Uno de estos fenómenos es la inexistencia de colores intermedios entre el azul-amarillo o



verde-rojo. Más aún, la mezcla aditiva de amarillo y azul, provoca una luz percibida como blanca.

Observaciones como está, llevaron a Ewald Hering a proponer una teoría de percepción del color que tomaba cuatro colores primarios (rojo, verde, amarillo, azul) y que existen procesos capaces de generar señales neurales de dos tipos opuestos, dependiendo de la longitud de onda. El color es procesado por canales bipolares de matiz, referidos como el canal rojo-verde y el canal amarillo-azul (Fig. 2.4.3.1). El concepto de bipolar se entiende como de señalizar únicamente uno de los dos atributos, rojo o verde en un caso, amarillo o azul en el otro, pero sin responder jamás a ambos.

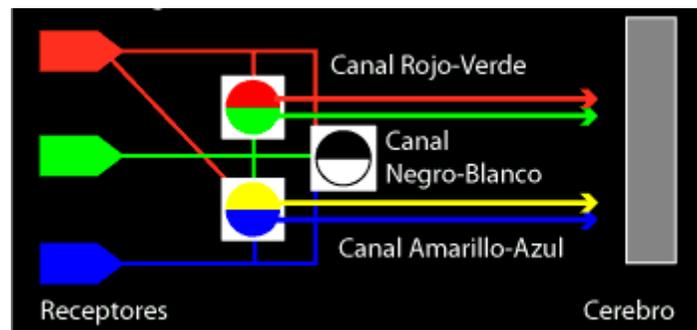


Fig. 2.4.3.1 Representación de los canales oponentes, el rojo-verde y el amarillo-azul. Se incluye igualmente un canal blanco-negro en este modelo.

Un fenómeno más explicado por esta teoría, es el de las imágenes posteriores. Al observar una imagen por un tiempo determinado y cambiar la vista hacia un fondo blanco, dicha imagen se visualiza de nuevo pero en colores complementarios. Un ejemplo se muestra en la Fig. 2.4.3.2.

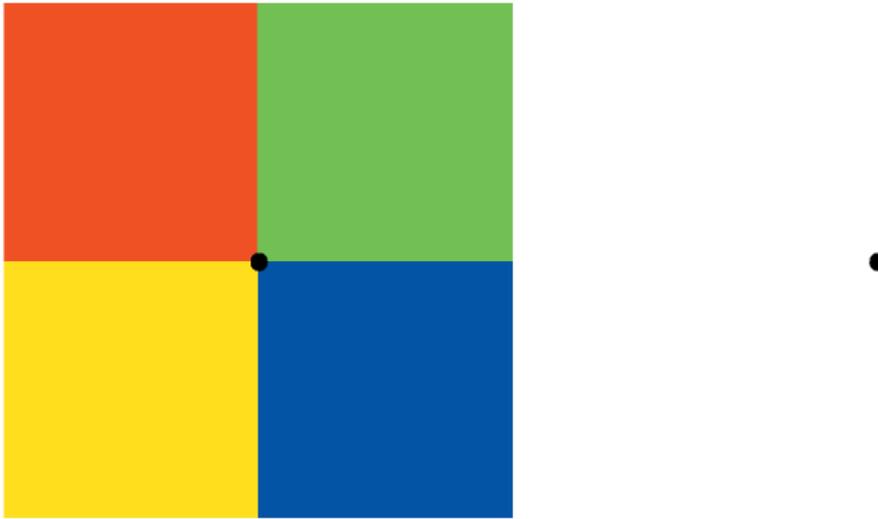


Fig. 2.4.3.2 Imagen de demostración del fenómeno de las post-imágenes. Al ver durante 30 segundos el punto negro al centro de los cuadros de colores para después fijarla en el punto negro aislado de la derecha, se creará una post imagen. Comparar la figura anterior con la nueva.

#### 2.4.4 Teoría de zonas [34-36]

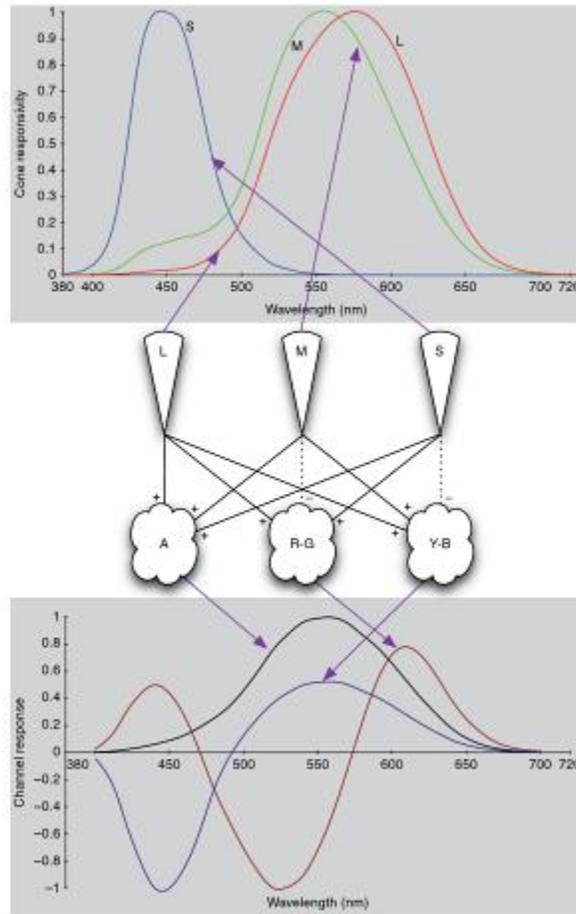
La teoría tricromática como la de los pares opuestos parecen contradecirse entre sí, sin embargo, el desarrollo de la teoría de zonas ha tomado ideas de ambas en una sola. Müller (1930) y Judd (1949) fueron los primeros en estudiar y proponer dichos conceptos.

La idea básica de la teoría consiste en una etapa de fotorecepción, donde existen tres tipos de conos sensibles a distintas distribuciones espectrales, hecho que coincide con la teoría tricromática; y otra etapa de procesamiento neural en donde son creadas señales de naturaleza oponente, lo que coincide con la idea fundamental de la teoría de Hering. En la Figure 2.4.4.1 se muestra un esquema

La división del modelo consta de las siguientes etapas:



- 
- **Etapas iniciales fotoquímicas:** Se postula la existencia de tres tipos de conos, que contienen un pigmento con sus propias características de absorción espectral.
  - **Etapas intermedias de codificación:** Las respuestas de los conos son convertidas en nuevas respuestas diferenciales (oponentes).
  - **Etapas posteriores de codificación neural:** Las zonas subsecuentes en el sistema visual encargadas de etapas posteriores de codificación-decodificación son objeto de estudios actuales
  - **Zona final (corteza visual):** En este punto las señales son interpretadas desde el contexto de otra información visual (espacial y temporal) recibida al mismo tiempo, reforzada además de la experiencia visual acumulada (memoria).



**Fig. 2.4.4.1** Representación esquemática que muestra la organización neural de los conos (ondas cortas, azules o “S”; ondas medias, verdes o “M”; además de las largas, rojas o “L”). Se observa al principio la respuesta espectral para cada tipo de cono, así como las respuestas posteriores a la primera etapa neural (dos de naturaleza oponente y una no oponente.)

## 2.4.5 Teoría del Retinex [33,35-38]

La teoría del retinex hace referencia etimológica al conjunto de la retina y la corteza visual. De manera resumida, esta teoría explica la capacidad de reconocer colores sin distorsiones bajo diferentes variedades de iluminación. Un ejemplo clásico es la hoja de papel blanco, que se observa del mismo color tanto en luz de día como bajo la iluminación de una lámpara incandescente de tungsteno. Este proceso es conocido como “adaptación cromática”.



Esta teoría es, hablando de forma más precisa, una metodología algorítmica que toma en cuenta a todos los objetos en la escena de forma simultánea. La concepción del retinex no se contrapone a la teoría tricromática, inclusive la considera como parte de su proceso, ya que toma en cuenta la cantidad de absorción para cada tipo de cono (“L” o rojo; “M” o verde; “S” o azul) y su localización retiniana (distribución espacial). Adicionalmente, toma en cuenta información de los bordes y el fondo. De una manera resumida, la cantidad de luz absorbida por cada fotorreceptor, es sometida a un proceso de normalización basada en el promedio del resto de la escena.

#### **2.4.6 Otros modelos[38-39]**

Los modelos de visión a color son divididos en dos grandes divisiones: modelos neurales y modelos de apariencia del color. Ambas familias de modelos pueden predecir descriptores perceptuales; sin embargo, los modelos neurales adicionalmente son capaces de simular etapas del proceso visual humano.

A continuación, se enlistan algunos de los modelos más destacables para ambas familias:

##### **Modelos de apariencia del color**

- Nayatani
- Hunt
- Fairchild
- Luo
- CIECAM02

##### **Modelos neurales**

- Boyton
- Valberg
- Guth



- 
- De Valois
  - ATTD05

Discusiones detalladas de dichos modelos van más allá del objetivo del presente trabajo



---

## Capítulo 3 Metodología de diseño, desarrollo y materiales

En la bibliografía se presentan diversas pruebas de medición de TCP, pero pruebas en condiciones de estímulos cromáticos han sido pobremente reportados, además de no reportarse procesos comparativos entre colores. La propuesta del presente trabajo se basa en la premisa de la comparación entre diversas cromaticidades de estímulos, generados a partir de un arreglo simple y compacto.

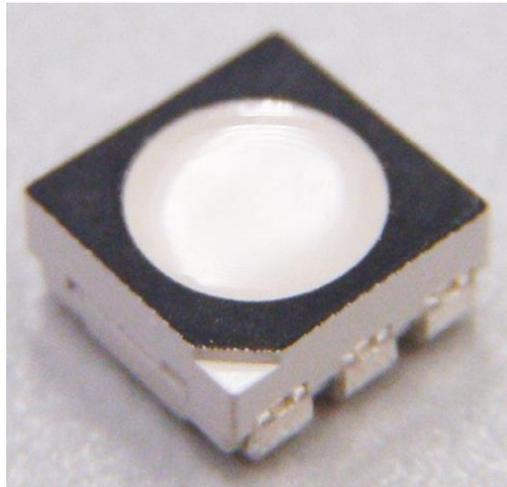
La metodología presentada en el presente trabajo, reporta la tarea del diseño, construcción, montaje y puesta en marcha del sistema completo para la medición del TCP. El sistema consta de la fuente luminosa cromática de hendidura, el sistema electromecánico de posicionamiento, la interfaz de usuario que controla el sistema y los algoritmos de procesamiento de imágenes y señales.

### 3.1 Diseño y control de la fuente luminosa

El diseño de la fuente luminosa consta de la etapa de generación de luz cromática basada en un LED RGB, un arreglo óptico para la generación de la ranura y el sistema de control electrónico por medio de una interfaz de usuario (GUI).

#### 3.1.1 Diseño de la lámpara a partir del LED RGB y arreglo óptico

El corazón de la fuente luminosa es un LED RGB de la marca CREE® modelo CLV6AFKB (Fig. 3.1.1.1) cuyas longitudes de onda dominantes nominales se encuentran comprendidas en los rangos de 619 a 624 nm para el rojo; 520 a 540 nm para el verde y 460 a 480 nm para el azul.



**Fig. 3.1.1.1 LED RGB utilizado como fuente cromática para el diseño de la lámpara cromática de hendidura (slit lamp)**

Como se mencionó anteriormente, a partir de tres estímulos cromáticos es posible generar una gama muy completa de colores, combinándolos en su proporción correcta [33-34]. Para el caso de esta serie de experimentos, se propuso el uso de siete colores distintos, cuyos datos se resumen en la Tabla 3.1.1.1

**Tabla 3.1.1.1 Resumen de datos para cada estímulo, que incluye nombre común, código RGB**

<b>Nombre</b>	<b>Código RGB</b>
Rojo	0xFF0000
Naranja	0xAA5500
Amarillo	0x808000
Verde	0x00FF00
Turquesa	0x008080
Azul	0x0000FF
Violeta	0x800080

Considerando que la luminancia para colores metámeros se compone por la superposición de la luminancia de cada color por separado [33-34], la luminancia de cada estímulo primario (rojo, verde y azul) fue ajustada, desde el punto de vista



fotométrico, a un valor constante de  $0.5 \text{ cd/m}^2$  a ciclo de trabajo máximo. Para dicho fin, se empleó un fotómetro modelo IL1400A de la marca International Light.

El criterio para elegir dichas combinaciones fue el proponer colores cuya luminancia total fuera de un valor constante, con el fin de realizar las pruebas de manera uniforme, además de considerar el generar colores fácilmente reconocibles por los sujetos de prueba.

Para acondicionar ópticamente el haz de luz a una forma de hendidura, se probó un arreglo óptico experimental, esquematizado en la Fig. 3.1.1.2. El arreglo consta de la fuente de luz LED, una lente convexa, una hendidura, un diafragma y nuevamente un juego de lentes convexas. Se proyecta sobre el ojo del sujeto una hendidura luminosa de aproximadamente  $0.7 \text{ mm}$  de ancho a una distancia de  $4 \text{ cm}$ .

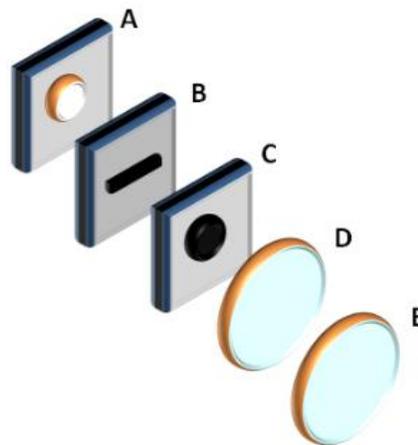


Fig. 3.1.1.2 Esquema del arreglo óptico para generar la lámpara de hendidura. A. Fuente de luz led con lente convexa B. Hendidura C. Diafragma circular D. Lente convexa E. Segunda lente convexa

### 3.1.2 Control de la cromaticidad de los estímulos

Desde la interfaz gráfica de usuario, se disponen de siete opciones fijas de cromaticidades, identificadas por los colores *Rojo*, *Naranja*, *Amarillo*, *Verde*, *Turquesa*, *Azul* y *Violeta*, además de una opcional adicional para que el usuario pueda crear manualmente su combinación en código RGB (Fig. 3.1.2.1). Cada uno



de los siete colores predefinidos posee una luminancia total de  $0.5 \text{ cd/m}^2$ . El ajuste proporcional de la luminancia se realiza mediante modulación por ancho de pulso, conectándose una salida de PWM del microcontrolador a la base de un transistor BC547, como se muestra en el circuito esquematizado en la Fig. 3.1.2.2

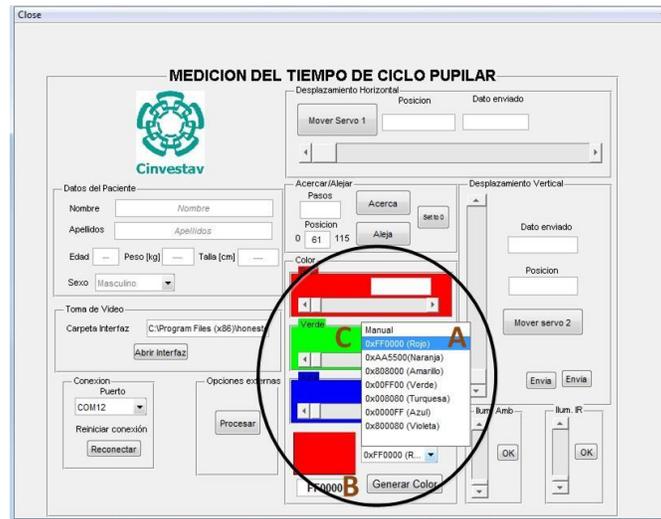


Fig. 3.1.2.1 Captura de pantalla de la GUI, resaltándose la parte del control de colores. A.- Selección colores predefinidos, B.- Simulación del color generado, C.- Controles manuales

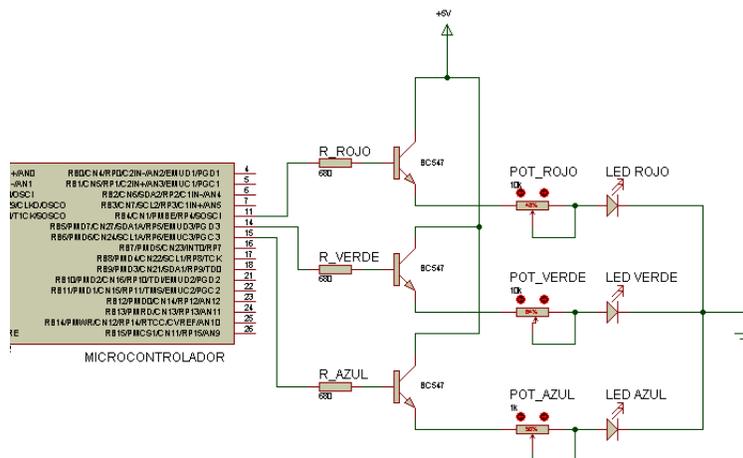


Fig. 3.1.2.2 Esquema del circuito de control de corriente que atraviesa los leds, y por tanto de su luminancia. Los transistores proporcionan la amplificación de corriente, controlándose por medio de modulación por ancho de pulso y ajustándose la corriente máxima por potenciómetro.



El microcontrolador entrega una señal PWM para controlar la intensidad de corriente que atraviese los leds. La luminancia máxima es regulada por medio de un potenciómetro hasta un valor uniforme para cada estímulo primario; dicha luminancia máxima es controlada proporcionalmente por la señal de PWM antes mencionada y así obtener fracciones de la intensidad máxima bien definidas. Las fracciones anteriormente citadas fueron calculadas de tal forma, que cada combinación predefinida, su suma sea un valor constante hexadecimal de 0xFF (255 en valor decimal), correspondiente a una intensidad máxima total de los mencionados 0.5 cd/m<sup>2</sup>.

## **3.2 Diseño del sistema de posicionamiento**

El sistema electromecánico de posicionamiento tiene la tarea de ubicar en la posición correcta (al borde de la pupila) la hendidura luminosa generada por la lámpara. Para dicha tarea, el sistema se vale de mecanismos, dos servomotores, un motor paso a paso, un husillo manual, así como su control electrónico desde el ambiente GUI mencionado anteriormente.

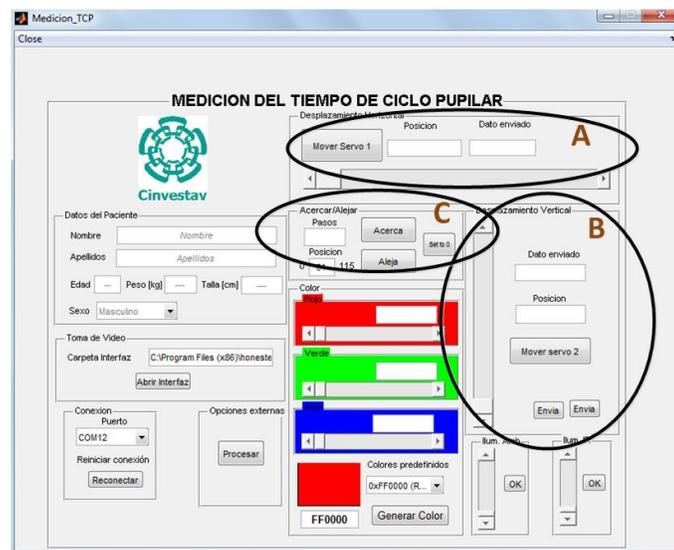
### **3.2.1 Mecanismo y motores**

El sistema opera bajo tres grados de libertad en un espacio de trabajo cilíndrico, donde el primer grado de libertad (rango de -90° a 90° en un movimiento de guiño o Yaw) tiene como actuador un servomotor, el segundo grado de libertad (rango de 3 mm, movimiento arriba/abajo o up/down) cuenta con un segundo servomotor; el tercer grado de libertad (rango de 4 cm, atrás/adelante o back/forward) posee un motor paso a paso como actuador. Adicionalmente, el segundo grado de libertad (up/down) tiene un sistema de ajuste manual mediante el uso de un husillo con tuerca [40].



### 3.2.2 Control del mecanismo

Todos los motores son manipulados vía software desde la GUI. Los controles de la posición dentro de la aplicación son presentados en forma de slider (primer y segundo grado) y en forma numérica con botones para el tercer grado. En la Fig. 3.2.2.1 se muestran los controles correspondientes dentro de la GUI.



**Fig. 3.2.2.1** Captura de pantalla de la GUI, resaltandose la parte del control de posición. A.- Control de primer grado del libertad (Yaw), B.- Control del segundo grado de libertad (up/down), C.- Control del tercer grado de libertad (back/forward)

El circuito electrónico encargado de la etapa de los motores, consiste en una conexión directa de un puerto PWM directamente a una terminal del servomotor; para el caso del motor a pasos, dos pines del microcontrolador son conectados a un decodificador “2 a 4” CD4555 y posteriormente a una etapa de amplificación de corriente por medio de un driver ULN2803 (Fig. 3.2.2.2)

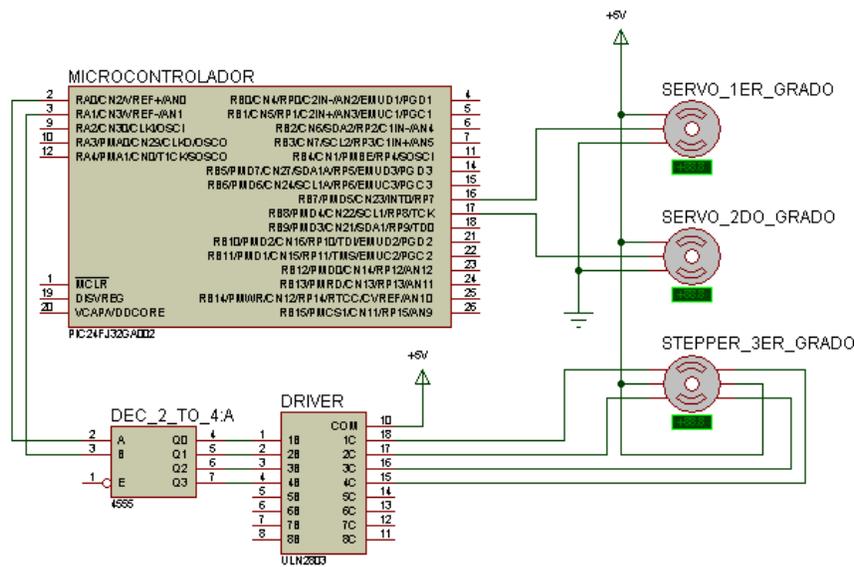


Fig. 3.2.2.2 Esquema del circuito electrónico para el control de los servomotores y el motor a pasos, que constituyen los actuadores del sistema electromecánico

Como ya se ha mencionado, se cuenta de manera adicional con un husillo con tuerca, el cual tiene la tarea de realizar un ajuste grueso en el segundo grado de libertad (up/down), que coadyuve a un posicionamiento más ágil sobre el borde de la pupila (Fig. 3.2.2.3).

### 3.3 Montaje del sistema y captura del video

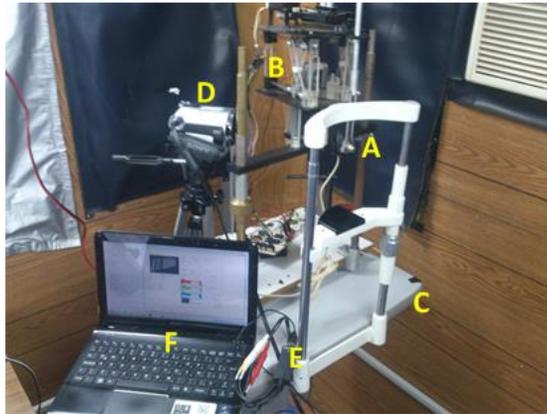
El sistema completo fue montado en un espacio especialmente designado dentro de las instalaciones del Laboratorio 10 de la sección de Bioelectrónica, donde se buscaba la toma de pruebas en un ambiente tranquilo, cómodo y libre de interferencias luminosas y sonoras que pudieran interferir con las respuestas pupilares esperadas [41].

#### 3.3.1 Montaje del sistema

El sistema completo que consta de mecanismos y circuitería de control, fue colocado sobre la superficie de una mesa oftálmica de elevación vertical. La mesa



cuenta con un control de altura de la misma, adicionalmente, el paciente es colocado sobre un banco con ajuste de altura, con la finalidad de que el sujeto bajo prueba se encuentre en la posición más cómoda posible (Fig. 3.3.1.1).



**Fig. 3.3.1.1 Arreglo experimental del sistema de medición del TCP . A. –Lámpara de Hendidura, B. – Sistema electromecánico de posicionamiento de tres grados de libertad, C. – Mesa con soporte oftálmico, D. -Cámara de Video, E. –Interfaz cámara de video a PC, F. - PC**

En la posición frente al sujeto de pruebas, se colocó un punto de fijación de mirada para evitar movimientos repentinos que saquen al ojo de su posición de estímulo.

En los experimentos reportados en la literatura, las pruebas son realizadas en condiciones escotópicas o de baja luz ambiental [1, 16, 18-32]. El lugar designado para la toma de pruebas se encuentra aislado de luz ambiental natural, sin embargo, las condiciones de luz ambiental artificial son controladas mediante el uso de lámparas LED de color blanco. Adicionalmente, se diseñó una lámpara infrarroja con el fin de aumentar el contraste de los videos capturados. El diseño y control de las lámparas se aborda en el siguiente apartado.



### 3.3.2 Iluminación ambiental e infrarroja: diseño y control.

Se hizo uso de tecnología LED para el diseño de las lámparas, tanto para la infrarroja como para la luz blanca. Utilizando modulación por ancho de pulso, es posible controlar su intensidad desde la GUI.

El circuito de control es idéntico para ambas lámparas, y es controlado por PWM, donde el dato de intensidad es enviado desde la GUI al microcontrolador, posteriormente, la señal de control PWM alimenta un driver de nomenclatura NUD4001. Los parámetros para la selección de componentes en la configuración de dicho circuito se especifican en su hoja de datos, y dependen de la naturaleza del arreglo de LED's y su respectiva carga equivalente

El arreglo de LED's consistió en una serie de circuitos serie-paralelo que en su conjunto formaran una carga equivalente que requiere 7 V a 350 mA.

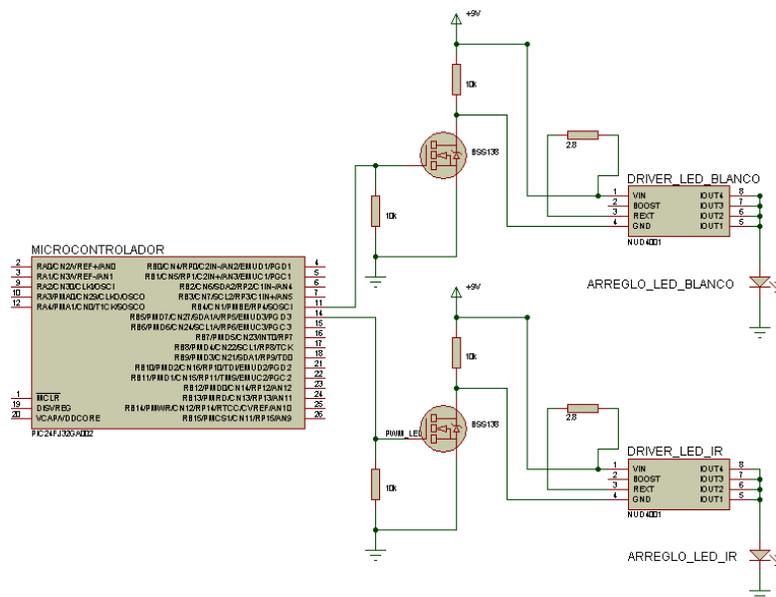


Fig. 3.3.2.1 Circuito de control y de potencia para las lámparas LED blanca e infrarroja

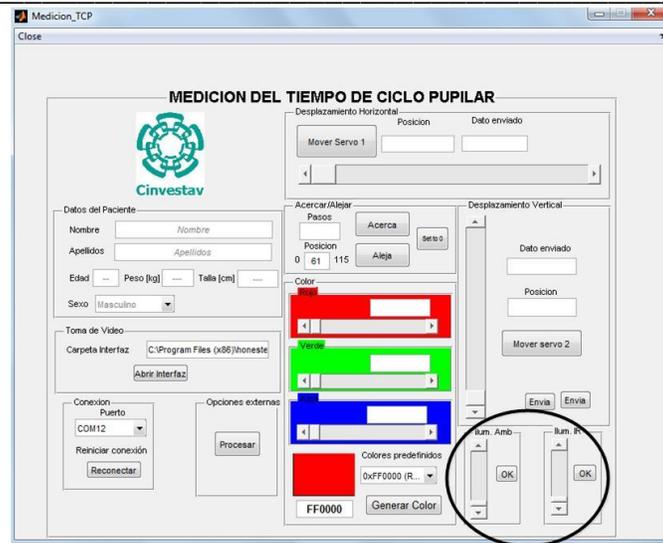


Fig. 3.3.2 Captura de pantalla de la GUI, resaltándose la sección del control de la iluminación ambiental con luz blanca y la lámpara infrarroja para aumento del contraste en las imágenes

### 3.3.3 Circuitos impresos y alimentación del sistema

El diseño se compone de dos tarjetas de circuito impreso interconectadas entre sí. La primera de ellas contiene el circuito principal de control basado en microcontrolador y el resto de los componentes, a excepción de los circuitos relativos a las lámparas, los cuales se localizan en la segunda tarjeta. La alimentación del sistema requiere de tres niveles: 9, 5 y 3.3 V.

El sistema completo es alimentado con un convertidor de voltaje de AC-DC, que tiene como salida nominal 9 V, siendo conectado a la tarjeta de circuito impreso mediante un conector Jack. A partir de dicha alimentación, se obtiene una alimentación secundaria de 5 V mediante un circuito regulador 7805 reforzado con un transistor de potencia TIP42 para un mejor manejo de la corriente exigida por los motores, que en estado transitorio alcanza un valor de 500 mA. Adicionalmente, se cuenta con un regulador de 3.3 V para generar la tensión requerida por el microcontrolador.



---

### 3.3.4 Captura de Video

El análisis de las respuestas pupilares se llevó a cabo mediante técnicas de videoculografía. En reportes previos [artículos PCT] son comúnmente utilizadas técnicas de cronometraje manual

Se utilizó una cámara de video estándar marca Sony® Modelo Handycam DCR-SR42 y una interfaz analógico-digital entre la misma y la PC. Dicha tarjeta de interfaz es de la marca EasyCap modelo WI-CAP USB 2.0 Video Adapter With Audio. Los videos fueron capturados a una velocidad de 30 cuadros por segundo, con una resolución de 320x240 y codificados en formato MPEG-1.

La tarjeta de captura cuenta con su propio software con opciones de captura de video, la cual es invocada desde la GUI de Matlab. Este software incluido en la tarjeta, es aprovechado para que el usuario controle a voluntad en inicio y fin de los videos.

Los videos son nombrados de acuerdo a su fecha de creación y almacenados en una carpeta predefinida. Posteriormente, en la GUI de procesamiento de imágenes el usuario selecciona los archivos de interés, para poder hacerse el procesamiento digital respectivo (explicado más ampliamente en el siguiente apartado).

Los videos capturados tienen una duración media de 12 segundos, alargándose cuando de manera visual, no se aprecien claramente las oscilaciones.

## 3.4 Procesamiento de datos

A partir de los videos donde quedan registradas las oscilaciones pupilares, un algoritmo se encarga del procesamiento de imágenes con el fin de obtener el comportamiento del radio pupilar con respecto al tiempo. Una vez que se cuente con dicha señal, se realiza un proceso de filtrado para el cálculo posterior de los tiempo de oscilación (TCP).



### 3.4.1 Interfaz gráfica de usuario (GUI)

En secciones anteriores se han descrito algunos módulos de la GUI principal, a continuación se describirá el resto de la misma así como la GUI secundaria encargada de tareas de procesamiento digital de imágenes.

Las restantes secciones de la GUI principal, se ilustran en a figura 3.4.1.1, donde se cuenta con el apartado para introducir los datos generales del sujeto, tales como son el nombre, edad, sexo, peso y talla; asimismo, existe el recuadro para elegir el puerto de conexión al microcontrolador y la opción de reinicio de la transferencia de datos; finalmente, existe el botón que hace el llamado a la GUI secundaria encargada del procesamiento de imágenes.

Después de ingresar los datos del sujeto, una carpeta que contiene los datos generales es creada; a su vez, se crean las subcarpetas dentro de la misma, nombradas de acuerdo al color del estímulo, en las cuales se alojarán los correspondientes videos. La interfaz gráfica secundaria permite al usuario copiar los archivos de video a su carpeta correspondiente (creada desde la GUI anterior). En la Fig. 3.4.1.2 se muestra la captura de pantalla de dicha aplicación.

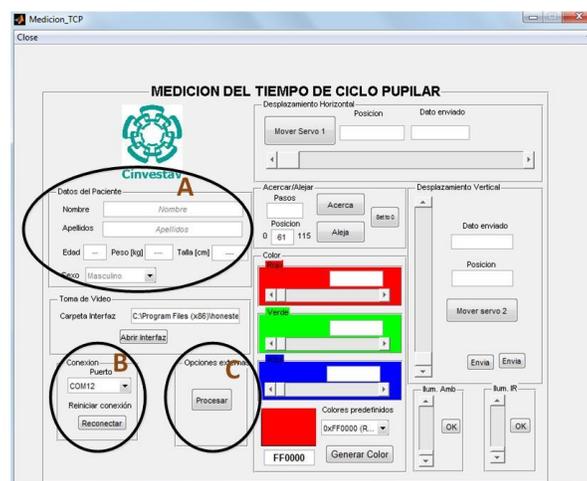
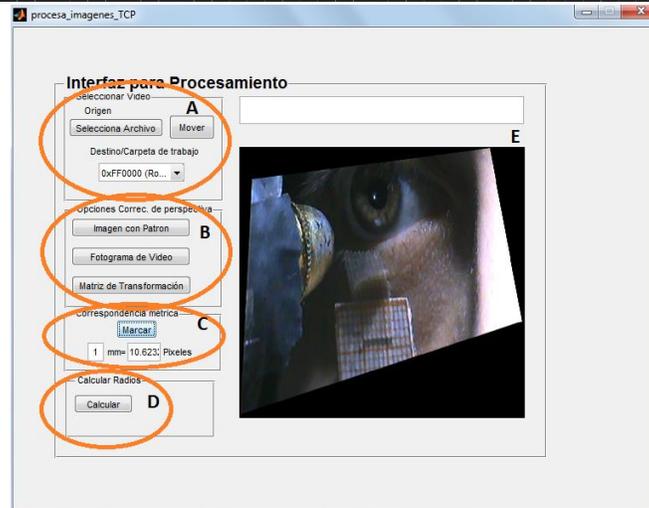


Fig. 3.4.1.1 Captura de pantalla de la GUI, resaltándose las secciones de: A. Ingreso de datos del sujeto de prueba. B. Control de puerto de conexión. C. Botón de llamada de GUI secundaria de procesamiento de imágenes.



**Fig. 3.4.1.2** Captura de pantalla de la GUI secundaria de procesamiento de imágenes y señales. A.- Sección de selección de video, B.- Sección de ajuste de perspectiva, C.- Sección de cálculo de relación milímetro-píxeles, D.- Sección de cálculo de radios, E.- Visor de imagen resultante

Una vez colocados los archivos, el primer paso consiste en la corrección de la perspectiva de la imagen, mediante el uso de una transformación proyectiva. Para realizar dicha corrección, es necesario contar con una matriz de transformación, la puede ser introducida a la interfaz por tres medios:

- Introducción directa a través de la matriz por un archivo de texto
- Cálculo de la matriz por medio de una fotografía del sujeto y seleccionando cuatro puntos conocidos de un patrón de calibración
- Cálculo de la matriz por el método del punto anterior, pero desde un fotograma del mismo video

Una vez concluido ese proceso, se procede a establecer una correspondencia milímetro a píxeles. La metodología de programación para dicho fin consiste en lo siguiente:

- Seleccionar la región de interés donde se ubique el patrón de calibración
- Convertir el segmento de la imagen a niveles de grises.
- Aplicar un filtro detector de bordes



- 
- Aplicar una máscara para eliminar patrones horizontales
  - Contar las unidades de distancia entre bordes (en pixeles) en una región donde se aprecien claramente y hacer un promedio

Al contar con dichos parámetros, ya es posible mandar llamar el algoritmo de procesamiento de imágenes, el cual se describe a continuación.

### **3.4.2 Algoritmo de procesamiento digital de imágenes**

El algoritmo encargado del procesamiento digital de imágenes, calcula los radios pupilares para cada fotograma, entregando una señal con dicho comportamiento en el tiempo. El algoritmo fue programado sobre la plataforma Matlab ®.

Una vez que se cuentan con los datos de relación milímetro-pixeles y con la perspectiva corregida, puede ejecutarse el algoritmo de procesamiento que se describe a continuación:

- Extracción de Fotograma
- Conversión de espacio de color RGB a escala de grises
- Mejoramiento de contraste
- Selección de región de interés
- Apertura y cierre morfológico
- Segmentación de pupila por método de umbral y discriminación de objetos por circularidad
- Extracción de bordes por filtro Canny
- Relleno de forma
- Calculo de área y radio pupilar

En la Fig. 3.4.2.1 se muestra un ejemplo de las imágenes obtenidas del mencionado proceso de calibración.

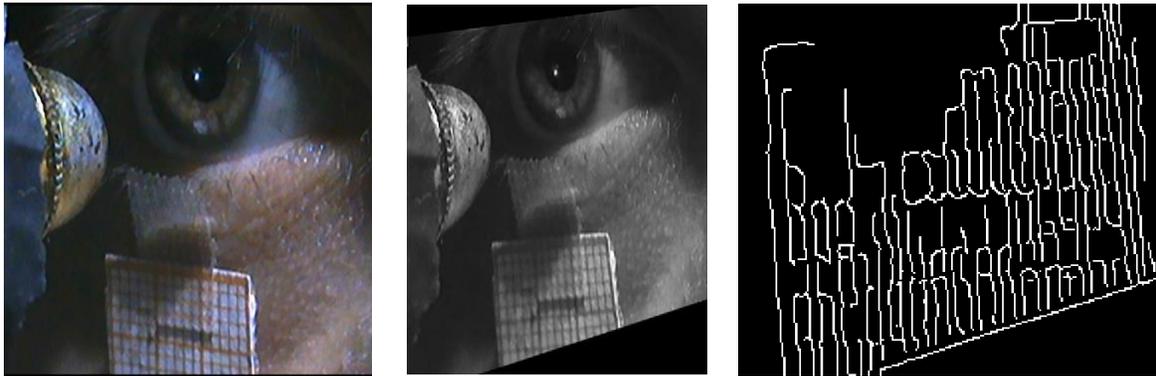


Fig. 3.4.2.1 Progresión de proceso de calibración que consiste en la corrección de perspectiva y el procesamiento del segmento de imagen del patrón milimétrico.

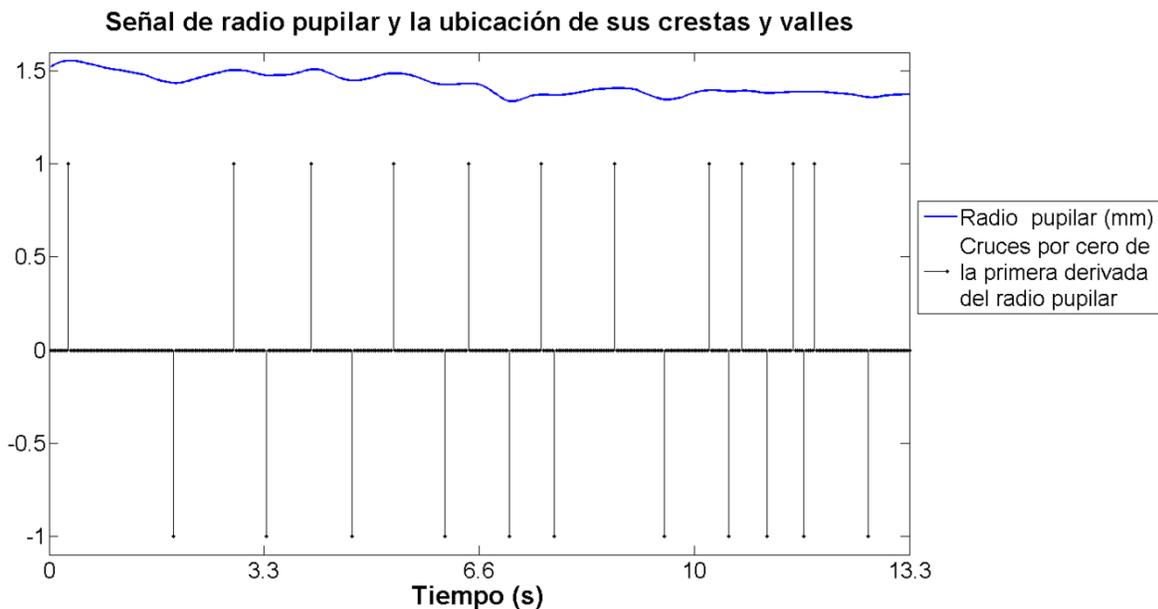
Los datos obtenidos del cálculo de los radios pupilares son almacenados en archivos de texto sin modificación alguna para su posterior tratamiento.

### 3.4.3 Tratamiento de la señal de radio pupilar

Una vez que se cuenta con los datos (en archivos de texto) del comportamiento del radio pupilar, dicha señal es sometida a un proceso de suavizado, mediante el uso de filtros digitales. En primera instancia, se recurrió al uso de un filtro Savitzky – Golay, el cual tiene la cualidad de suavizar señales con ruido y preservar características importantes como las crestas y valles; adicionalmente, fue aplicado un filtro de promedio móvil para proporcionar un suavizado adicional para eliminar saltos abruptos en la señal.

Para identificar puntos críticos, se utilizó el criterio de la primera derivada, apoyada del criterio de cambio de signos. Dicho segundo criterio tiene como fin el discriminar un punto como cresta o como valle, para lo cual fue empleado la señal cruces por cero de la primera derivada.

En la Fig. 3.4.3.1 se muestra un ejemplo de las señales antes mencionadas



**Fig. 3.4.3.1** Ejemplo de una señal de radio pupilar y la señal de cruces por ceros de la primera derivada. Cada espiga positiva indica un máximo y cada espiga negativa indica un mínimo.

Una vez identificados los puntos críticos, la tarea consistió en cuantificar el distanciamiento de dos puntos consecutivos de la misma naturaleza, y al final, promediar dichos valores. El promedio fue calculado incluyendo tiempos entre máximos locales y mínimos locales.

El usuario se apoya de una ventana adicional en el cual marca con el puntero parejas de puntos, acotando así un área donde visualmente sean apreciables de la forma más clara las oscilaciones. Con esta metodología es posible ignorar las regiones donde ocurrió un artefacto en la toma del video, ya sea por causas imputables al sujeto de pruebas (pérdida del punto de fijación o movimientos de la cabeza) o algún otro motivo de naturaleza intrínseca o extrínseca.

Con el objetivo de complementar la información y obtener más parámetros que ayuden en trabajos futuros, se realizó una cuantificación en el dominio de la frecuencia, el cual consistió en el cálculo del espectro de potencia en las bandas asociadas a actividad simpática y parasimpática (véase apartado 2.2) y el cálculo del coeficiente de balance simpático-parasimpático.



En la Fig. 3.4.3.2 se muestra un ejemplo de las curvas de potencia para uno de los registros tomados. Cabe destacar que para dicho cálculo, los registros fueron tomados antes de cualquier proceso de filtrado, para obtener la mayor fidelidad posible de los mismos.

Espectro de potencia de una señal de radio pupilar con luz de hendidura cromática

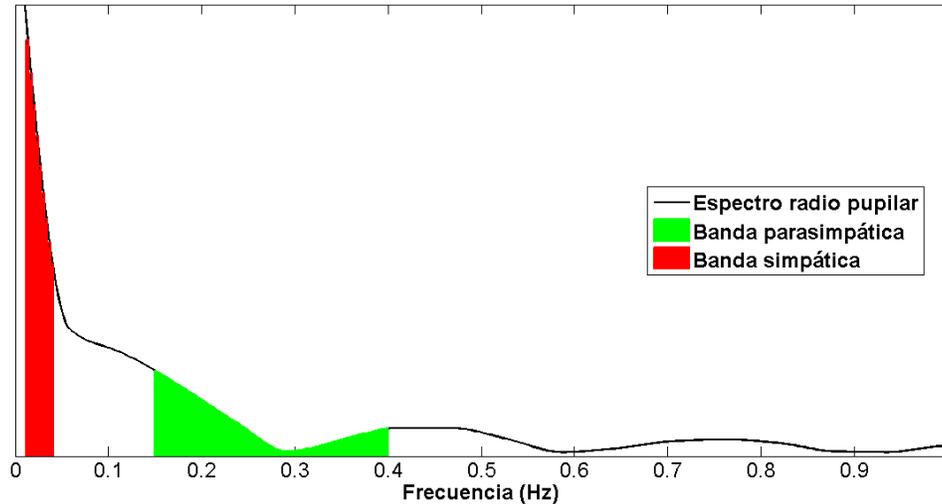


Fig. 3.4.3.2 Ejemplo del espectro de potencia de una señal de radio pupilar. Se resaltan las bandas de frecuencia correspondientes a las actividades simpática y parasimpática.

El cálculo del BSP consistió en evaluar y realizar el cociente del área bajo las curvas de ambas bandas ejemplificadas en la figura anterior.



## Capítulo 4 Pruebas y resultados

Las pruebas realizadas durante este trabajo de tesis fueron hechas sobre un grupo piloto de voluntarios, los cuales se encuentran en un rango de edad entre los 24 y los 28 años, y no reportaron ningún padecimiento crónico y/o degenerativo. En este capítulo se presentan las pruebas concluidas en su totalidad. Las pruebas completas incluyen curvas y datos numéricos obtenidos a partir de las siete combinaciones cromáticas planteadas; para el caso de pruebas preliminares, sus resultados parciales se muestran en el Apéndice C. Todas las pruebas fueron hechas de acuerdo al tratado de Helsinki de ética médica. Los sujetos fueron informados del procedimiento, y cada uno de ellos firmó una carta de consentimiento en donde se aprobó la aplicación de la presente metodología.

El protocolo de pruebas propuesto consistió en los siguientes pasos:

- Hacer pasar al voluntario al interior del espacio dedicado. Dicho espacio contaba con una iluminación ambiental regulable y tenue, la cual buscaba generar un radio pupilar medio de 2 [mm]. Se tomaba un tiempo de adaptación de 10 minutos, durante los cuales eran explicadas las condiciones del experimento y se colocaba el patrón milimétrico de calibración.
- El sistema mecánico era ajustado de tal manera que excitara correctamente el borde de la pupila. Una vez comenzado el proceso de oscilación, los parámetros del sistema eran almacenados y el proceso de medición podía comenzar.
- Se iniciaba la toma de los videos con el siguiente orden de colores: rojo, naranja, amarillo, verde, turquesa, azul y violeta. Cada video tenía una duración de 12 [s] con la posibilidad de extenderse algunos segundos más en caso de detectarse visualmente fallas en las oscilaciones o algún artefacto de cualquier clase. El voluntario tenía la posibilidad de parpadear dos veces entre cada estímulo, con fines de lubricación.



- 
- Los videos almacenados estaban listos para su posterior procesamiento fuera de línea.

La aplicación de los procedimientos descritos en la metodología arrojó los resultados numéricos presentados en las páginas posteriores.

A continuación se muestran los datos recopilados de dicho experimento:

En primera instancia, se presenta una captura instantánea de uno de los videos para cada paciente (a manera de muestra). Adicionalmente, se pueden observar las curvas del comportamiento del radio pupilar en el tiempo para cada uno de los 7 colores probados. Al final de la sección, se hace un resumen a manera de tablas para los datos recopilados (TCP y BSP) para finalizar con curvas comparativas entre ambos parámetros.



### Sujeto 1

Sexo: Masculino  
Edad: 25 años  
Peso: 73 Kg  
Estatura: 1.65  
Colores probados: 7



Fig. 3.4.3.1 Captura de un fotograma para el sujeto 1

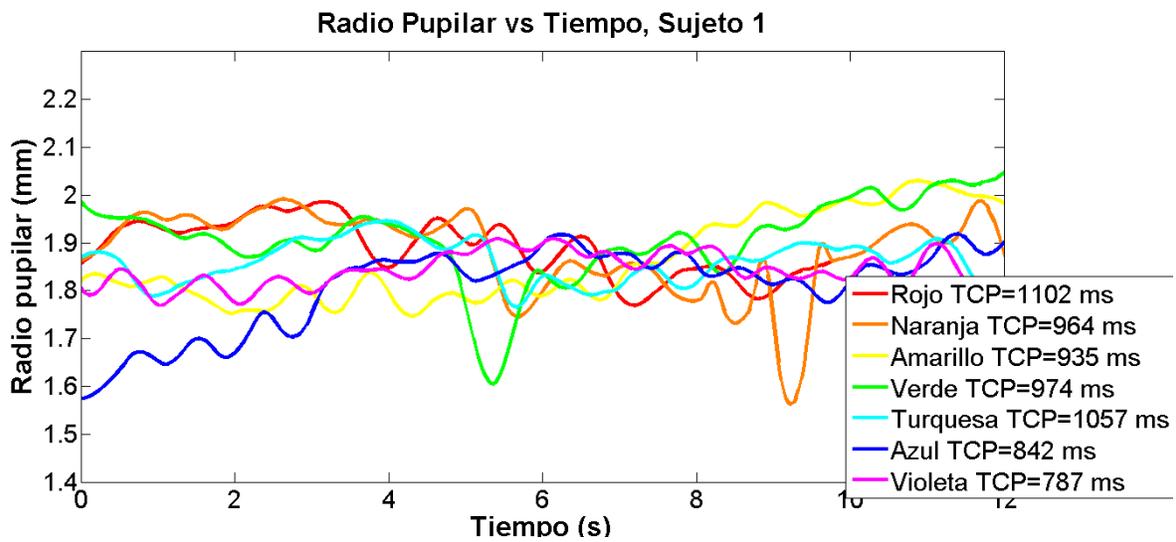


Fig. 3.4.3.2 Curva de comportamiento pupilar en el tiempo, para el sujeto 1



### Sujeto 2

Sexo: Femenino  
Edad: 24 años  
Peso: 65 Kg  
Estatura: 1.68  
Colores probados: 7



Fig. 3.4.3.3 Captura de un fotograma para el sujeto 2

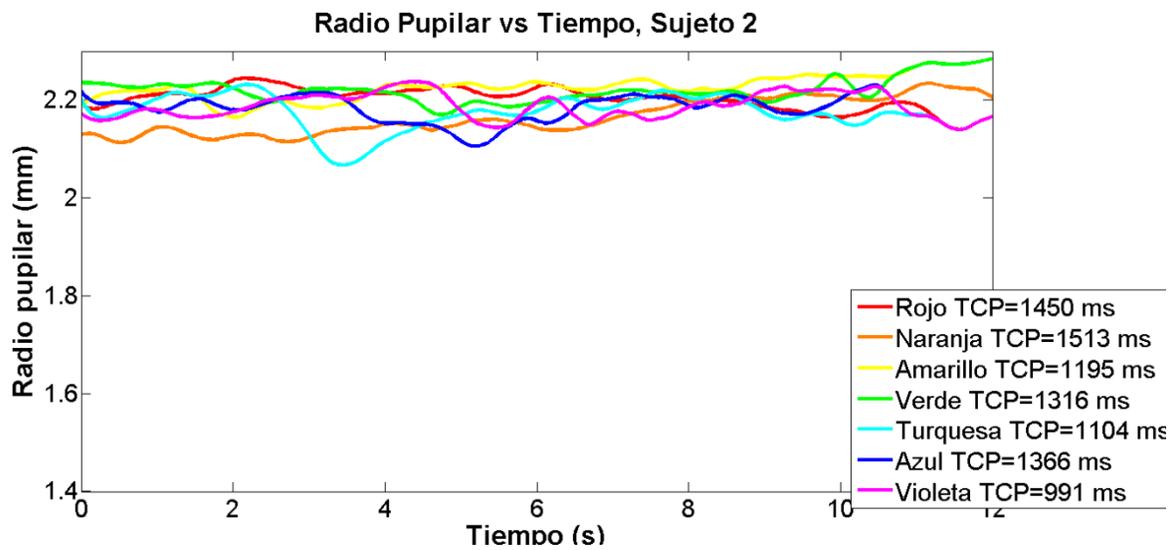


Fig. 3.4.3.4 Curva de comportamiento pupilar en el tiempo, para el sujeto 2



### Sujeto 3

Sexo: Masculino  
Edad: 25 años  
Peso: 77 Kg  
Estatura: 1.70  
Colores probados: 7

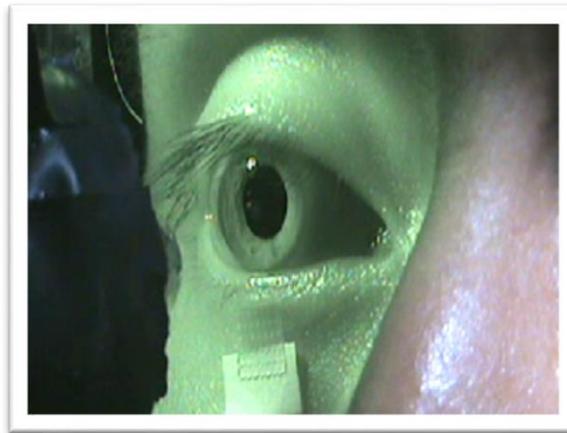


Fig. 3.4.3.5 Captura de un fotograma para el sujeto 3

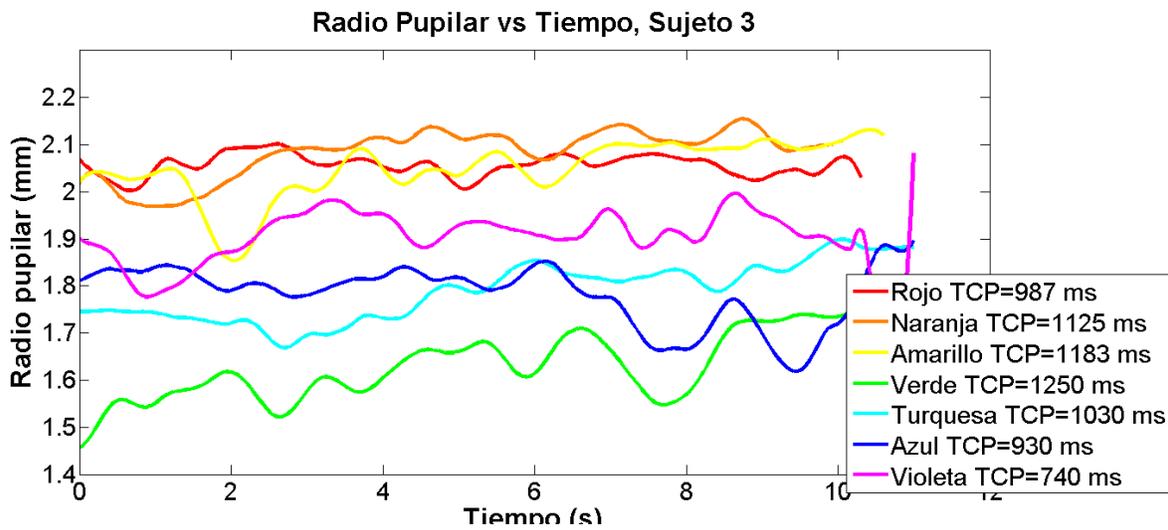


Fig. 3.4.3.6 Curva de comportamiento pupilar en el tiempo, para el sujeto 3



### Sujeto 4

Sexo: Masculino  
Edad: 28 años  
Peso: 80 Kg  
Estatura: 1.70  
Colores probados: 7

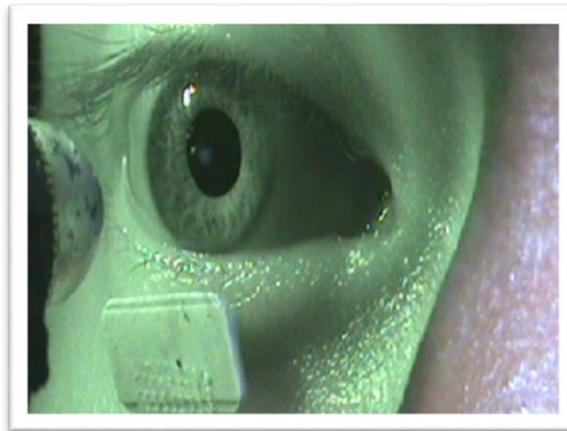


Fig. 3.4.3.7 Captura de un fotograma para el sujeto 4

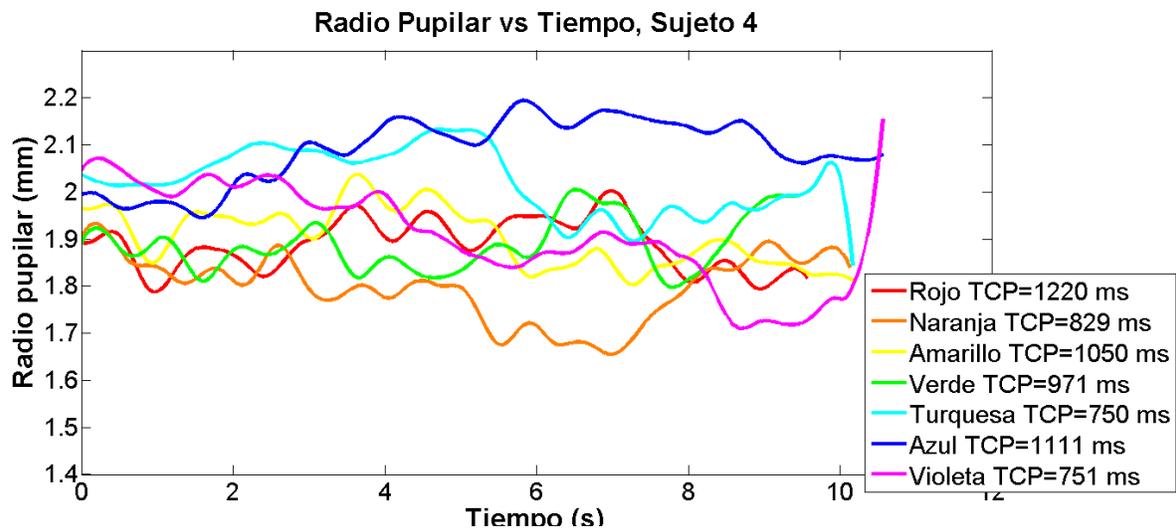


Fig. 3.4.3.8 Curva de comportamiento pupilar en el tiempo, para el sujeto 4



### Sujeto 5

Sexo: Masculino  
Edad: 28 años  
Peso: 76 Kg  
Estatura: 1.75  
Colores probados: 7



Fig. 3.4.3.9 Captura de un fotograma para el sujeto 5

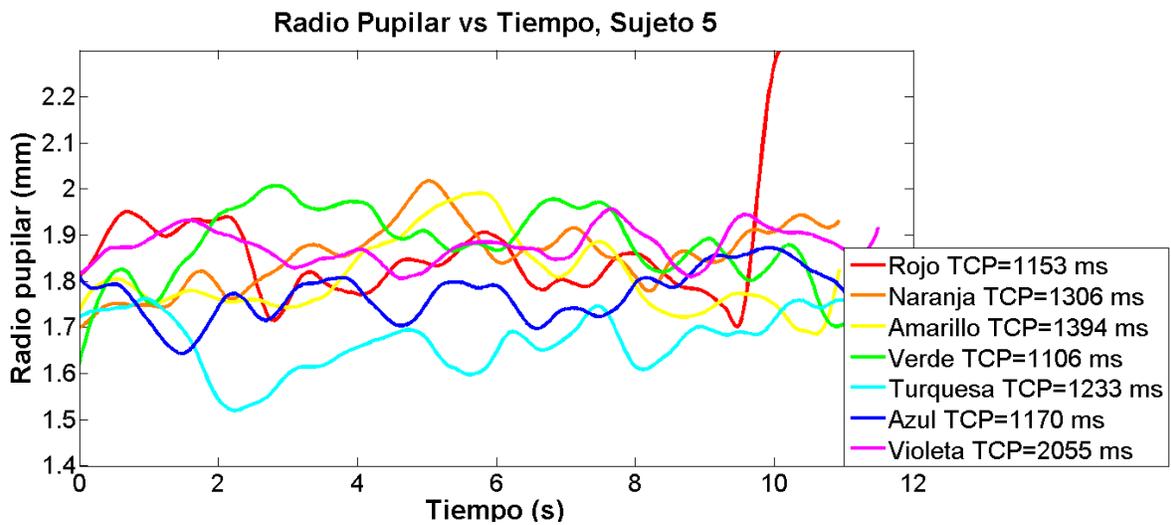


Fig. 3.4.3.10 Curva de comportamiento pupilar en el tiempo, para el sujeto 5



### Sujeto 6

Sexo: Masculino  
Edad: 26 años  
Peso: 75 Kg  
Estatura: 1.72  
Colores probados: 7

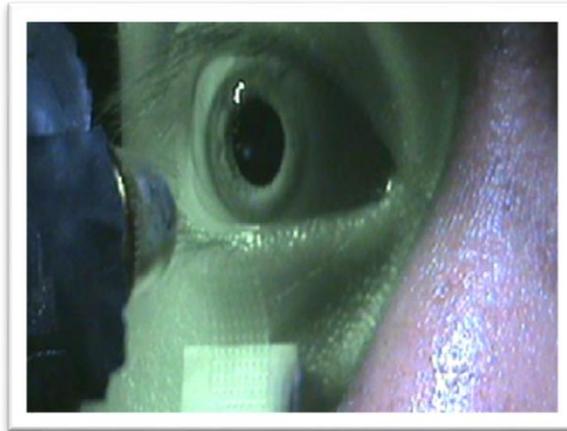


Fig. 3.4.3.11 Captura de un fotograma para el sujeto 6

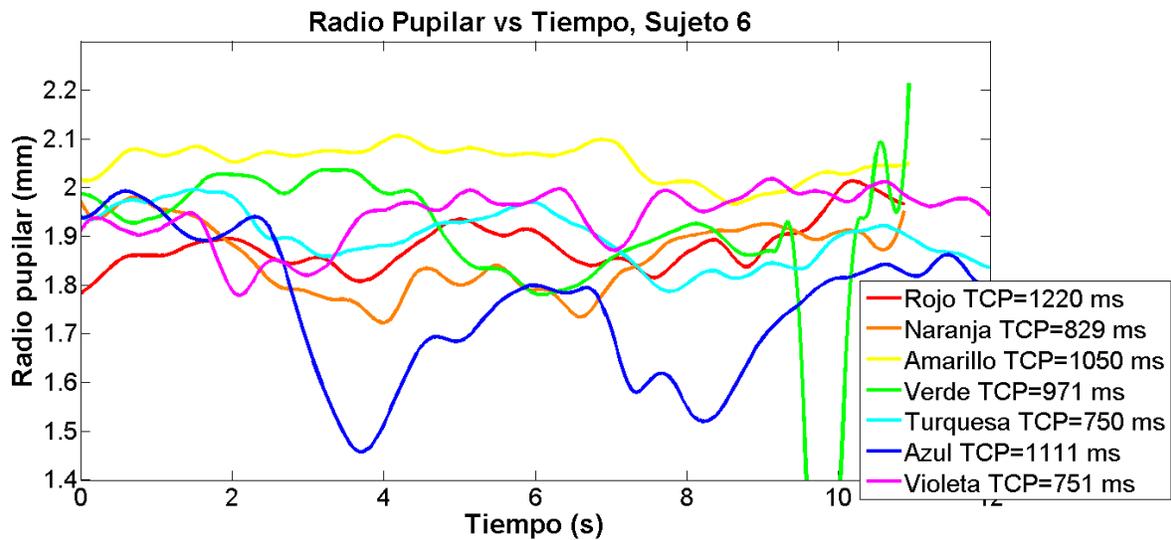


Fig. 3.4.3.12 Curva de comportamiento pupilar en el tiempo, para el sujeto 6



### Sujeto 7

Sexo: Femenino  
Edad: 28 años  
Peso: 72 Kg  
Estatura: 1.68  
Colores probados: 7

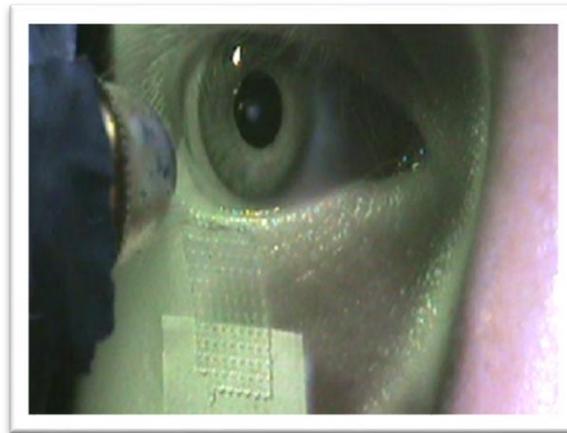


Fig. 3.4.3.13 Captura de un fotograma para el sujeto 7

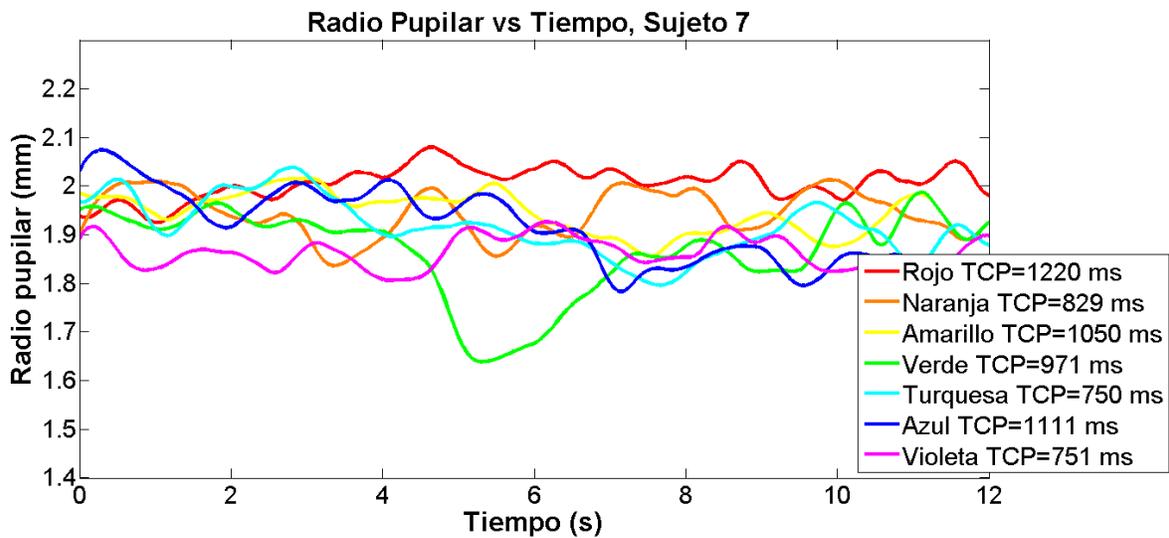


Fig. 3.4.3.14 Curva de comportamiento pupilar en el tiempo, para el sujeto 7

Ahora se muestran los datos de las gráficas anteriores en forma de tabla, además de los valores numéricos correspondientes para el BSP de cada estímulo.



Tabla 3.4.3.1 Resumen de datos para el PCT para cada color de cada paciente

Tiempo de Ciclo pupilar (ms)							
Sujeto/Color	Rojo	Naranja	Amarillo	Verde	Turquesa	Azul	Violeta
1	1102	964	935	974	1057	842	787
2	1450	1513	1195	1316	1104	1366	991
3	987	1125	1183	1250	1030	930	740
4	1220	829	1050	971	750	1111	751
5	1153	1306	1394	1106	1233	1170	2055
5	1100	1000	897	975	920	1086	1105
7	878	1226	1246	1006	1226	1086	1166
<b>Promedio</b>	<b>1152±182</b>	<b>1119±220</b>	<b>1110±172</b>	<b>1099±139</b>	<b>1006±193</b>	<b>1047±187</b>	<b>1073±428</b>

Tabla 3.4.3.2 Resumen de datos para el BSP para cada color de cada paciente

Balance Simpático-Parasimpático							
Sujeto/Color	Rojo	Naranja	Amarillo	Verde	Turquesa	Azul	Violeta
1	1.5866	1.5598	1.6082	1.5423	1.6581	1.6734	1.5866
2	1.1114	1.1097	1.1675	1.153	1.1002	1.0745	1.1114
3	1.1781	1.2833	1.2068	1.2212	1.4546	1.4668	1.1781
4	1.1169	1.0869	1.187	1.0605	1.2085	1.2933	1.1169
5	1.1647	1.4441	1.542	1.6253	1.1784	1.2548	1.1647
5	1.3913	1.3234	1.463	1.5387	0.8664	1.5217	1.3913
7	1.684	1.6028	1.6138	1.6088	1.618	1.5037	1.684
<b>Promedio</b>	<b>1.32±0.24</b>	<b>1.34±0.20</b>	<b>1.40±0.20</b>	<b>1.39±0.24</b>	<b>1.30±0.29</b>	<b>1.40±0.20</b>	<b>1.43±0.22</b>

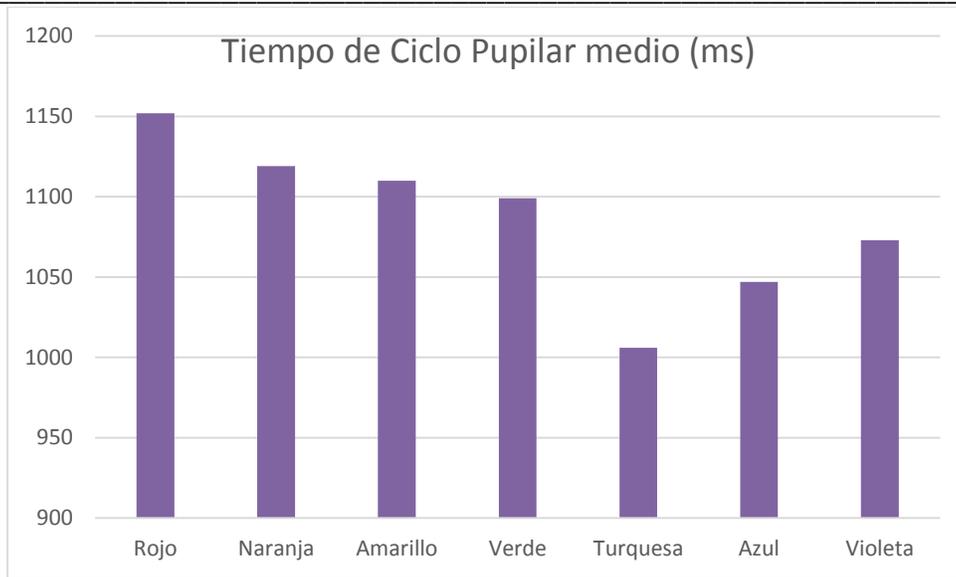


Fig. 3.4.3.15 Gráfica de los valores del TCP en promedio para todos los pacientes, presentada por cada color

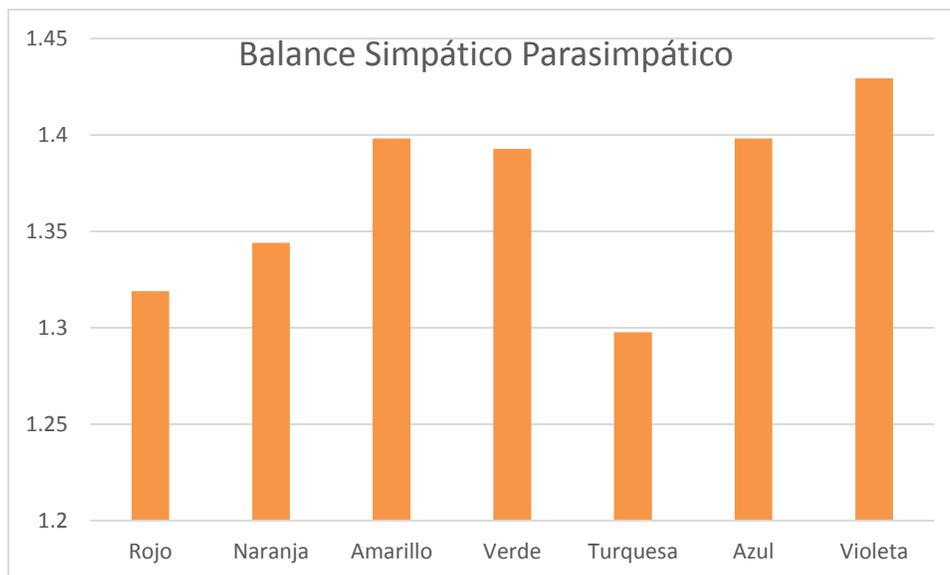


Fig. 3.4.3.16 Gráfica de los valores del BSP en promedio para todos los pacientes, presentada por cada color

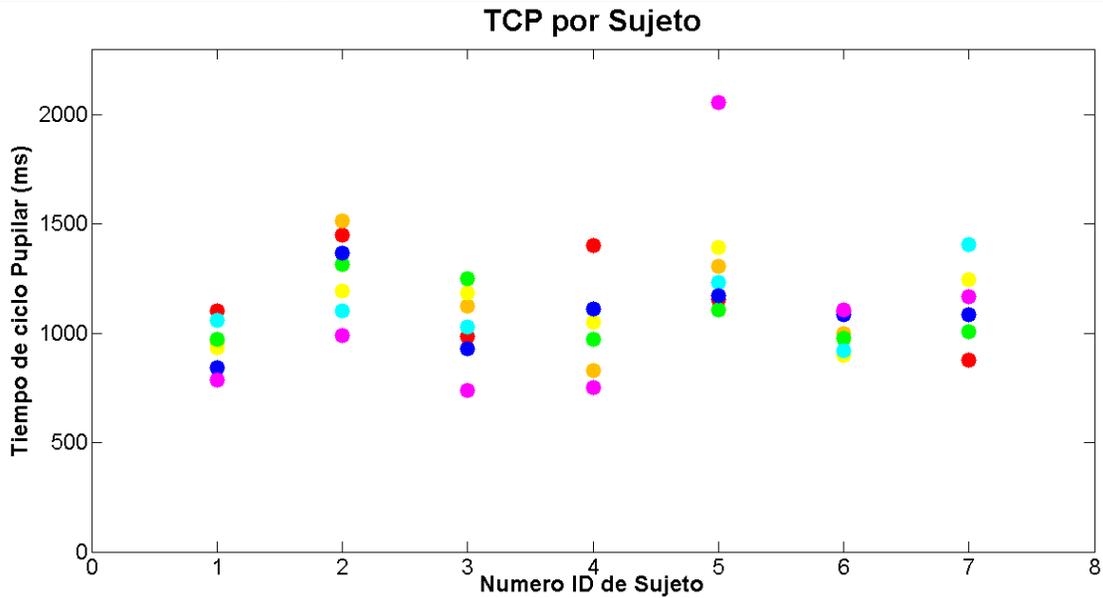


Fig. 3.4.3.17 Distribución de TCP's para cada sujeto

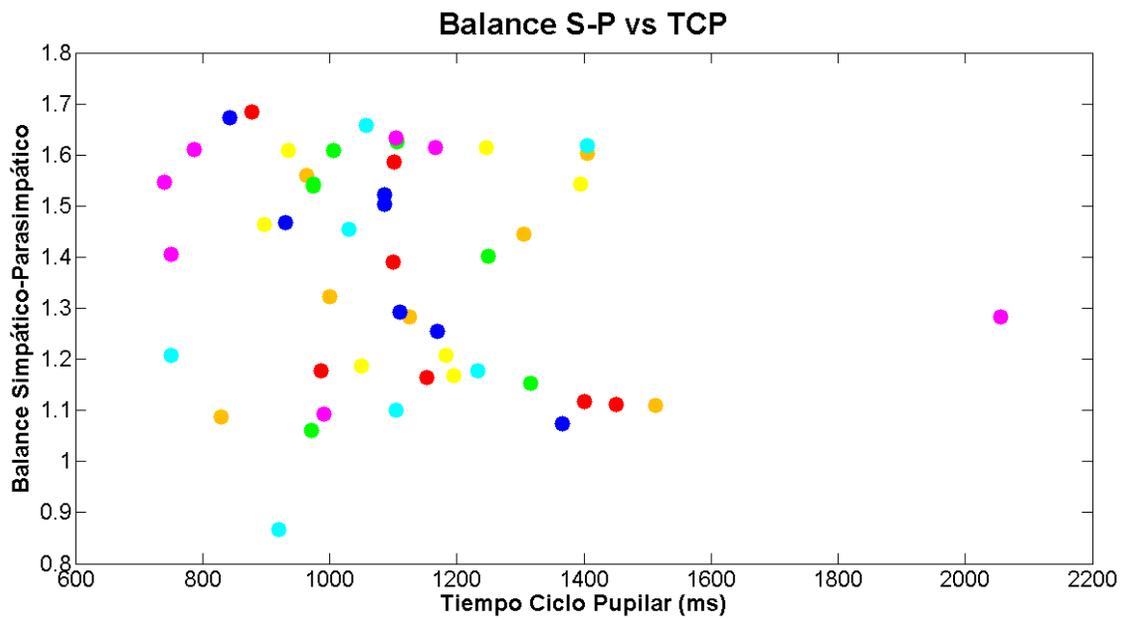


Fig. 3.4.3.18 Dispersión Balance Simpático Parasimpático en relación con el Tiempo de Ciclo Pupilar



---

## Capítulo 5 Análisis de resultados

Se observa que los resultados de la cuantificación del TCP para estímulos que involucran el uso de luz azul (azul, turquesa y violeta) arrojan un valor promedio más corto que el resto de los estímulos.

Los resultados promedio del BSP ponen en evidencia una disminución en su valor para el caso del estímulo turquesa, el cual coincide a su vez con el promedio de TCP más corto.

Al analizarse los TCP por sujeto (véase Figura 3.4.3.17) es posible notar una agrupación en bandas para cada conjunto de tiempos, las cuales no presentan una similitud apreciable entre ellas. Se sugiere una individualidad en sus respuestas.

No se observa algún patrón evidente de agrupación en la gráfica de dispersión TCP vs BSP (Figura 3.4.3.18)



---

## Capítulo 6 Conclusiones

Se logró la implementación exitosa tanto de los componentes de instrumentación (sistema electromecánico, arreglos ópticos y controles electrónicos) así como el desarrollo de software necesario para implementar el control por parte del usuario y las herramientas de cuantificación (algoritmos de procesamiento de imágenes y de señales)

El diseño del sistema propuesto tiene la ventaja de la versatilidad, ya que puede ser fácilmente montado en un espacio reducido y puede ser transportado con facilidad dentro de otro espacio dentro del mismo CINEVESTAV o puede ser instalado sin problemas en otro lugar, como un hospital u otro similar.

El uso de la tecnología LED representa una parte fundamental en el diseño del presente proyecto. La generación de estímulos cromáticos mediante esta opción resulta muy favorable y su implementación es en extremo compacta y económica, a diferencia de soluciones basadas en monocromadores, donde se utiliza una gran cantidad de elementos mecánicos, electrónicos y ópticos [43-44]. Adicionalmente, las lámparas de iluminación ambiental (igualmente implementadas con tecnología LED) pueden ser controladas a voluntad y necesidad mediante el uso de la interfaz gráfica, logrando así una mayor comodidad para el desarrollo de las pruebas, tanto para el examinador como para el sujeto.

La aplicación de las pruebas necesita la presencia de una persona con cierto grado de entrenamiento y familiaridad con el equipo y el fenómeno. A pesar de contar con movimientos finos y bajo tres grados de libertad en el sistema electromecánico, el impactar el borde de la pupila con el haz luminoso no es, en principio, una tarea trivial; para reflejar este punto, se incluyeron en el apéndice C las pruebas preliminares, donde no se pudo generar y/o apreciar claramente la oscilación pupilar.



Este proyecto demostró trabajar dentro de los parámetros para los cuales fue pensado, y se encuentra listo para hacer estudios de mayor exhaustividad. Al momento de ser redactado este reporte, se trabaja en una publicación para revistas especializadas en el área de la oftalmología, haciendo hincapié en la elaboración de un mayor número pruebas con mayor rigor estadístico. Igualmente, se pueden comenzar pruebas con pacientes y hacer comparaciones con grupos piloto, para establecer diferencias sensibles a ciertos colores o grupos de colores. Aquellos padecimientos que afecten el funcionamiento del SNA o que interrumpan de alguna manera el viaje de los impulsos a través de las vías visuales o reflejo fotomotor son los que serían más idóneos para realizar estudios comparativos.

Una propuesta para la aplicación de las pruebas desarrollada a lo largo de este trabajo consiste en estudios de respuestas a distintas cromaticidades en pacientes diabéticos, ya que es bien conocido la degeneración que provoca este padecimiento al SNA. Otro Aspecto que será abordado en un futuro, consiste en el uso de la individualidad de las respuestas obtenidas para converger en un posible sistema de biometría.

La respuesta pupilar más veloz ante estímulos de tonalidades azules constituye un hecho concordante con estudios paralelos elaborados por colegas del mismo laboratorio pero con distintos fenómenos, en donde características como la latencia pupilar son más cortas para estímulos azules [44]. Ese conjunto sin duda puede representar un nuevo punto de partida en el estudio y comprensión de la sensibilidad de los conos y específicamente los conos S.

Se sabe que el reflejo fotomotor es un fenómeno principalmente parasimpático. Los estímulos con el TCP más corto (tonalidades azules) y en lo referente al BSP, se aprecia un valle en el estímulo turquesa (igualmente de tonalidad azul). El BSP es una medición cuantitativa de la predominancia de una rama autónoma sobre la otra, si el BSP presenta una disminución en su valor, se estaría hablando de una mayor presencia parasimpática. Los resultados presentados en este trabajo sugieren una



---

mayor contribución de la rama parasimpática para el caso del estímulo turquesa, lo cual parece ser un fenómeno congruente con el TCP corto.



## Apéndice A. Conceptos fundamentales de anatomía del ojo

### Conceptos de anatomía y función del ojo humano

#### Generalidades y estructura [45-47]

El globo ocular se encuentra insertado dentro del espacio conocido como cavidad orbitaria. Este espacio puede ser representado como una pirámide de cuatro paredes con el ápice viendo hacia el interior.

El **techo** está formado por la lámina orbitaria del **hueso frontal** y el ala menor del **esfenoides**; la separación del techo y la pared lateral está delimitada por la **hendidura esfenoidal** o fisura orbital superior (dicha hendidura también divide las alas mayor y menor del esfenoides); **la pared lateral** está formada por la superficie orbitaria del **hueso cigomático** y el ala mayor del **esfenoides**; la **fisura orbitaria inferior** divide la pared lateral y el piso de la orbitario; el **piso** orbitario está formado por la superficie orbitaria del **maxilar**, parte del hueso **cigomático** y la apófisis orbitaria del hueso **palatino**; los límites de la pared medial son menos claros; **la pared medial** se forma por los huesos **frontal**, **lagrimal**, lámina papirácea del **etmoides** y cuerpo del **esfenoides**; el **surco lagrimal** está situado entre las dos crestas (lagrimal anterior y posterior) y contiene el saco lagrimal. En la Ilustración 1 se muestran los huesos que conforman dichas estructuras.

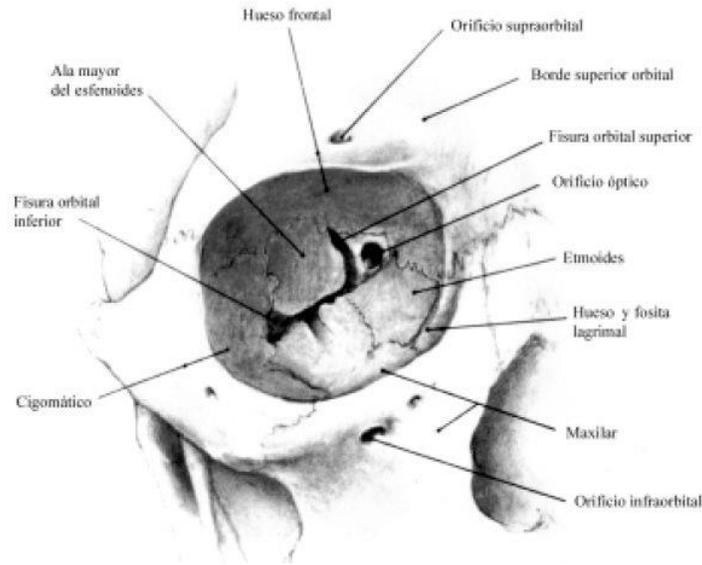


Ilustración 1 Esquema de los huesos que forman la órbita

Los agujeros y fisuras en la sección de cráneo tratada, tienen como propósito el paso tanto de componentes nerviosas como de vasos. En la Tabla 2.1.1.1. se muestra un resumen de dichas agujeros, fisuras y las estructuras que pasan a través de ellos:

Tab. 1 Resumen de datos para los agujeros y fisuras asociadas a las órbitas

Formación	Nervios	Vasos
Agujero supraorbital	Nervio supraorbitario (parte de Trigémico o V par craneal)	Arteria supraorbitaria
Fisura orbital superior (Hendidura esfenoidal)	N. oculomotor (III), N. Troclear (IV), N. Trigémico (V, ramificaciones), Abductor (VI)	Vena oftálmica superior
Fisura orbital inferior	Nervio maxilar (parte de Trigémico o V)	Arteria oftálmica inferior
Agujero infraorbital	Nervio infraorbitario (parte del Trigémico o V)	Arteria infraorbitaria
Orificio óptico	Nervio óptico (II par craneal)	Arteria oftálmica, vena central de la retina

La cavidad orbitaria está revestida de periostio (periorbita) y contiene el cuerpo adiposo de la órbita, en el que están depositados el globo ocular, el nervio óptico y los músculos oculares. En el borde anterior de la órbita el tejido adiposo está limitado por el tabique orbitario. La cápsula de Tenon (capsula de tejido conjuntivo)



rodea a la esclerótica y la separa del tejido adiposo. Detalles de las capas que conforman el ojo se dan en el subcapítulo de “Capas internas y compartimentos”

Los músculos asociados se pueden dividir de acuerdo a su ubicación/función:

Los **músculos extraoculares** son aquellos que controlan el movimiento de cada ojo. Forman un total de seis, siendo cuatro rectos y dos oblicuos. Para el caso de los músculos **rectos**, tienen un origen común, una estructura anular conocida como el anillo de Zinn. Dicha estructura rodea al nervio óptico en el vértice posterior de la órbita. Reciben su nombre de acuerdo a su posición (lateral, medial, superior e inferior). Los otros dos músculos son conocidos como los **oblicuos** (superior e inferior). En la Tabla 2 se hace un resumen de dichos músculos. En la Ilustración 2 se muestra un esquema de dichos músculos.

Tab. 2 Resumen de datos para los músculos extraoculares

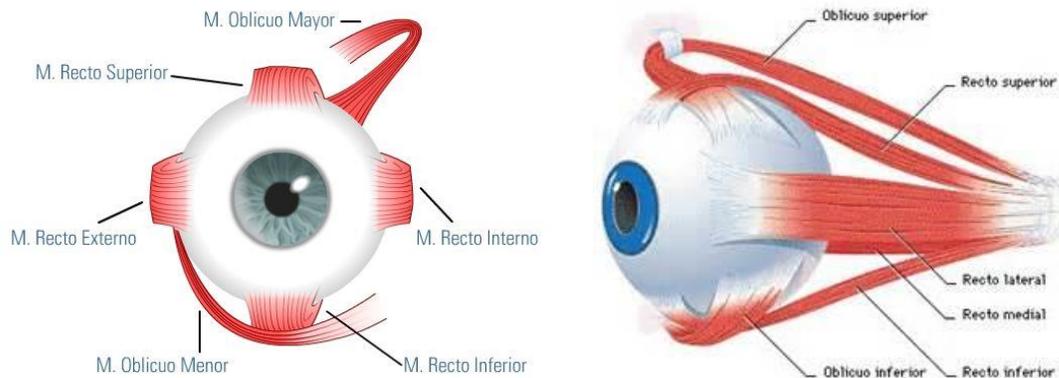
Músculo	Acción Primaria	Acción Secundaria	Inervación (Par craneal)
Recto lateral	Abducción	Ninguna	VI
Recto medial	Aducción	Ninguna	III
Recto superior	Elevación	Aducción, intorsión	III
Recto inferior	Depresión	Aducción, extorsión	III
Oblicuo superior	Intorsión	Depresión, aducción	IV
Oblicuo inferior	Extorsión	Elevación, abducción	III

Además de los mencionados anteriormente, se cuenta con los músculos encargados de abrir/cerrar el párpado: El **músculo elevador del párpado superior** (porción músculo estriado) y el **músculo de Müller** (porción de músculo liso). Su tarea es levantar el párpado superior y abrir el ojo. Su inervación corresponde al par craneal III (elevador) y fibras simpáticas para el de Müller.

Los músculos que conforman el iris son el **esfínter pupilar** y el **músculo dilator**. Sus funciones son contraer y dilatar la pupila (respectivamente). Sus inervaciones son autonómicas.



Finalmente, es necesario hablar acerca de los músculos responsables del proceso de acomodación: **Los músculos ciliares** son los responsables del cambio en la forma del cristalino y por lo tanto, de su poder refractivo. Su contracción es inervada por las fibras parasimpáticas del II par craneal.



**Ilustración 2 Esquema de los músculos extraoculares**

### **Pares craneales [8,47]**

Dentro de la composición del Sistema Nervioso Periférico (SNP), se encuentran los nervios que parten del encéfalo y aquellos que parten de la médula espinal. En el conjunto de nervios periféricos, se puede hacer una división basada en las características y particularidades anatomotopográficas:

- Nervios craneales (12 pares)
- Nervios espinales (31 pares)
- Nervios autónomos (vegetativos)

Los nervios craneales son 12, los cuales parten del encéfalo. Cabe hacer la aclaración que los dos primeros no son nervios periféricos como tal. Cada nervio craneal, al salir de la base del cerebro, se dirige al agujero a través del cual abandona su cavidad.

Debido a la morfología y funcionalidad de las células nerviosas que componen dichos nervios, se establece una clasificación para las fibras de los mismos:



- **Motoras** o eferentes: Son aquellas que inervan los músculos somáticos, en los cuales forman las terminaciones motoras.
- **Sensitivas** o aferentes: Son aquellas que se forman en diferentes receptores, diseminados por todos los órganos y tejidos del cuerpo, de donde transportan los impulsos al Sistema Nervioso Central (SNC).

Como un caso particular de las fibras eferentes, se tienen las autónomas (simpáticas y parasimpáticas, véase apartado 2.2) las cuales se dirigen a los órganos internos, los vasos sanguíneos, las formaciones cutáneas, músculos y otros.

Pueden existir nervios con naturaleza **mixta** (sensitiva y motora); adicionalmente existe el concepto de nervio **complejo**, el cual es un nervio mixto y autónomo.

En la tabla 3 se muestra un resumen de los pares craneales.

Tab. 3 Resumen de datos para los 12 pares craneales

Núm.	Nombre	Origen	Clasificación	Difusión y localización
I	Olfatorio	Telencéfalo	Sensitivo	Región olfatoria de la mucosa nasal. Se localiza en el forámen olfatorio
II	Óptico	Diencefalo	Sensitivo	Retina. Se localiza en el orificio óptico
III	Oculomotor (Motor ocular común)	Mesencefalo	Motor y autónomo (parsimpático)	Músculos rectos (superior e inferior), elevador del párpado superior, recto medial y oblicuo inferior. Inerva igualmente el esfínter del iris. Se ubica en la fisura orbital superior (hendidura esfenoidal)
IV	TrocLEAR (Patético)	Mesencefalo	Motor	Músculo oblicuo superior. Se encuentra en la fisura orbital superior
V	Trigémino	Metencefalo	Mixto	Sensibilidad en regiones de la piel del rostro (frente, nariz, párpado etc.). Músculos masetero, temporal, tensor del tímpano entre otros. Se encuentra en la fisura orbital superior
VI	Abductor (Motor ocular externo)	Metencefalo	Motor	Músculo recto lateral. Tiene como lugar de salida la fisura orbital superior
VII	Facial	Metencefalo	Complejo: Mixto y autónomo (parasimpático)	Inerva músculos de la expresión facial (estapedio, platisma, mímico). Fibras sensitivas (gustativas). Fibras vegetativas (glándula lagrimal y de paladar blando y duro). Se localiza en el poro acústico interno, canal facial y agujero mastoideo.
VIII	VestibulococLEAR (auditivo)	Metencefalo	Sensitivo	Nervio coclear y nervio vestibular (ampollas del canal semicircular,



				utrículo y sáculo). Se le encuentra en el poro acústico
IX	Glossofaríngeo	Mielencéfalo	Complejo	Túnica mucosa del oído medio, del proceso mastoideo, tuba auditiva, lengua, faringe, arcos palatinos y amígdalas; glomo carotídeo, músculo estilo faríngeo, glándula parótida. Se localiza en el agujero yugular.
X	Vago	Mielencéfalo	Complejo	Órganos del cuello, de las cavidades torácicas y abdominales; piel del meato acústico y de la cóclea. Se localiza en el agujero yugular
XI	Accesorio (espinal accesorio)	Mielencéfalo	Motor	En su ramo externo, Inerva músculos trapecio y esternocleidomastoideo en su porción interna entra en la composición del nervio vago, Se localiza en el agujero yugular
XII	Hipogloso	Mielencéfalo	Motor	Músculos de la lengua. Se localiza en el canal hipogloso.

### Anexos oculares [8, 46]

En esta clasificación, se encuentran los párpados y el aparato lagrimal.

Los **párpados** superiores e inferiores son pliegues de la piel que cubren en su totalidad el globo ocular. Sus bordes delimitan la *hendidura palpebral*. Cada párpado tiene dos caras: *anterior* y *posterior*. Ambas caras anteriores son convexas y son ricas en glándulas sebáceas. El párpado superior limita por arriba con la ceja y el inferior limita la mejilla por medio del *surco orbitopalpebral*. En el segmento de transición entre ambas caras, se encuentran *los limbos palpebrales anteriores y posteriores*. Por detrás del limbo palpebral anterior, del espesor del párpado emergen cilios conocidos como *pestañas*.

La cara posterior del párpado es cóncava y se encuentra cubierta por la *túnica conjuntiva de los párpados*. Esta se inicia en el limbo palpebral posterior, para por encima del globo ocular (cubriendo sus porciones anteriores) llegando al limbo corneal (*túnica conjuntiva del globo*) donde se une con la *esclera*. El paso de la conjuntiva palpebral a la conjuntiva del globo forma el *fórnix (superior e inferior)*.



Detrás del musculo orbital, en el párpado superior, se encuentra el tendón del *músculo elevador del párpado superior*.

Al **aparato lagrimal** pertenecen las *glándulas lagrimales*, los *conductos excretores*, los *canalículos lagrimales*, el *saco lagrimal* y el *conducto nasalagrimal*.

La Glándula Lagrimal se aloja en el ángulo superolateral de la órbita y en la fosa de la glándula lagrimal. Su función es secretar la lágrima. El tendón del musculo elevador del párpado divide la glándula en por sus porciones orbitaria (porción mayor) y palpebral (porción menor). En su porción palpebral, posee una cantidad de conductos excretores (de 3 a 9), por otra parte, la porción orbital solo cuenta con una cantidad de 3 a 5. Además de las grandes glándulas lagrimales, en toda la extensión de la conjuntiva se tienen cerca de 22 pequeñas conocidas como glándulas lagrimales accesorias.

Al ser expedida una lágrima, esta baña el globo ocular y se recoge en el lago lagrimal, para después viajar a través de los *canalículos lagrimales* hasta el *saco lagrimal*. Después de este último, pasa por el *canal nasolagrimal* hasta el meato nasal inferior. En la Ilustración 3 se muestra un esquema del aparato lagrimal.

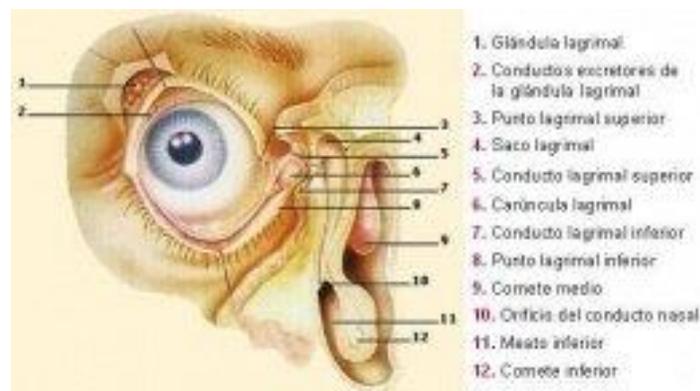


Ilustración 3 Esquema del aparato lagrimal



---

## Capas internas y compartimientos

[2, 3, 47]

El ojo humano está compuesto de tres capas concéntricas principales; a su vez, estas se encuentran subdivididas en subcapas, las cuales se resumen en la siguiente lista:

### 1. Capa externa o fibrosa (esclerocorneal)

- a. Esclerótica
- b. Cornea

### 2. Úvea (capa media) o vascular

- a. Iris
- b. Cuerpo ciliar
- c. Coroides

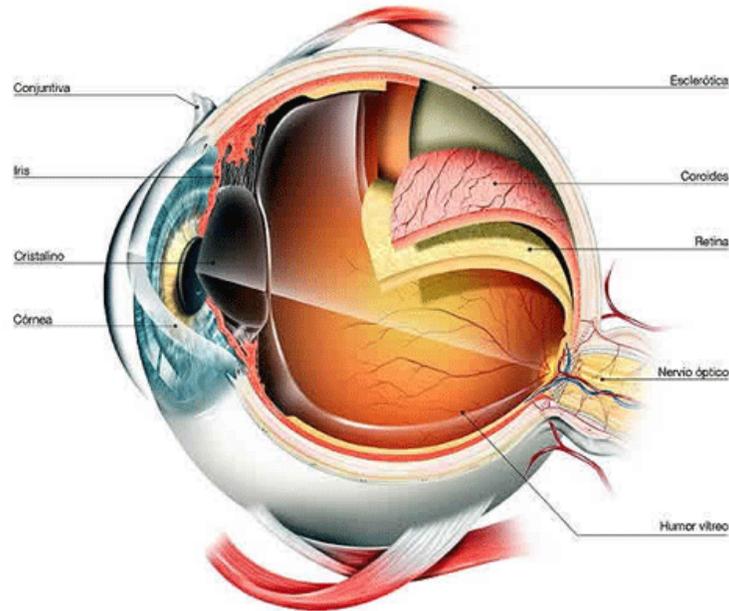
### 3. Capa interna nerviosa (fotosensible)

- a. Retina
- b. Cuerpo cristalino (se considera parte de esta subcapa)

Se mencionó con anterioridad, que el globo ocular y su estructura se encuentran soportadas al interior de su órbita por medio del tejido adiposo y tiene como interfaz



con este la conjuntiva y la cápsula de Tenon. En la Ilustración 4 se muestra un esquema que representa las distintas capas mencionadas con anterioridad



**Ilustración 4** Esquema de la división en capas del globo ocular humano

Asimismo, esta división forma una serie de compartimientos, los cuales son enunciados a continuación:

- **Compartimiento anterior:** Se forma entre la córnea y el iris. Su contenido es de humor acuoso.
- **Compartimiento posterior:** Se delimita por el iris y el cristalino. Su contenido es de humor acuoso.
- **Cámara vítrea:** Se forma entre el cristalino y la retina. Su contenido es de humor vítreo.



En la Ilustración 5 se esquematizan los compartimientos mencionados anteriormente.

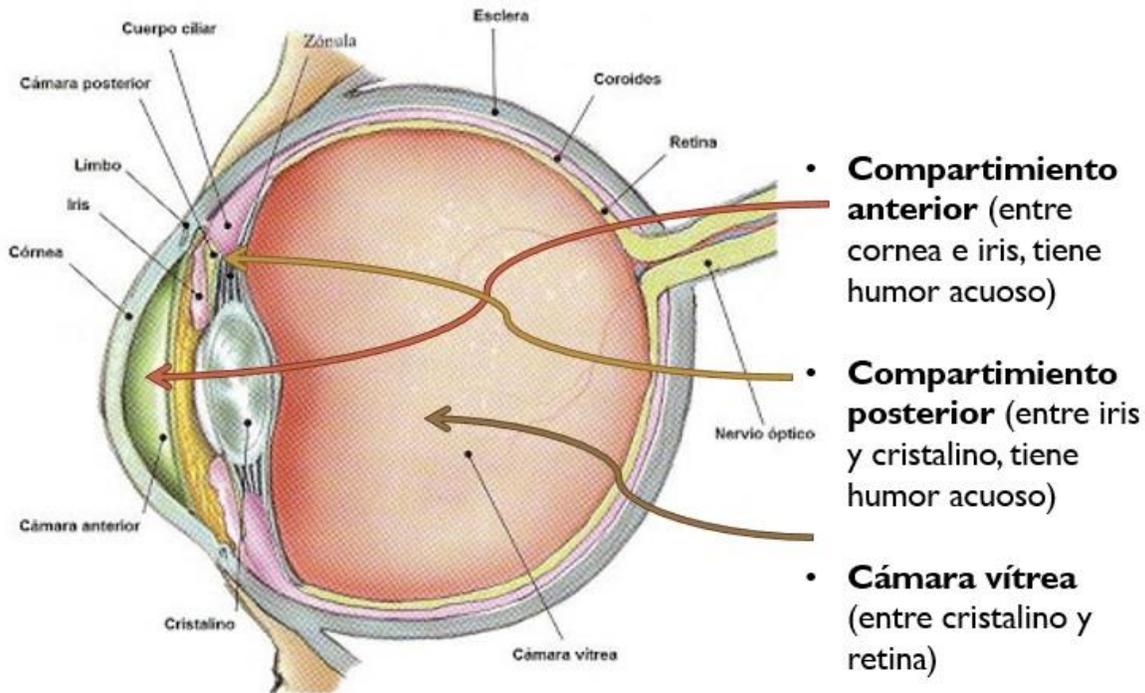


Ilustración 5 Esquema de los compartimientos limitados por la córnea, iris, cristalino y retina

### Capa externa posterior: Esclera

Se compone de fibras de tejido conjuntivo y fibras de colágeno tipo I. Viene cubierta por la cápsula de Tenon. A su vez se divide en Episclera y Estroma. Ocupa 5/6 partes de la capa fibrosa. En la Ilustración 6 se muestra un esquema de la Esclera, y en la Ilustración 7 se observa una muestra de tejido al microscopio.

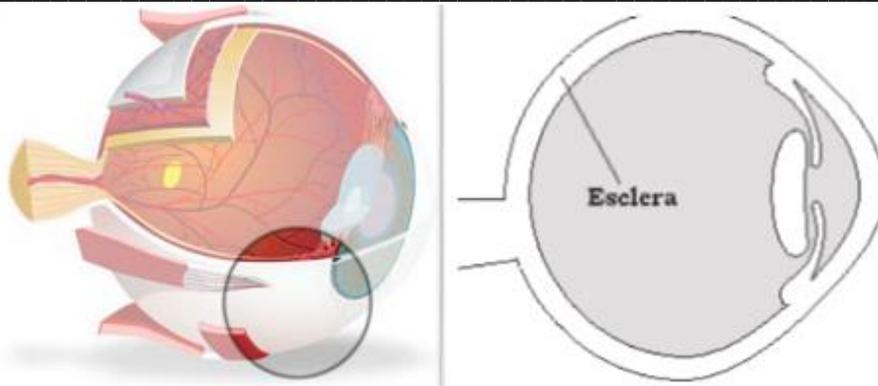


Ilustración 6 Esquema de ubicación de la esclera dentro del globo ocular

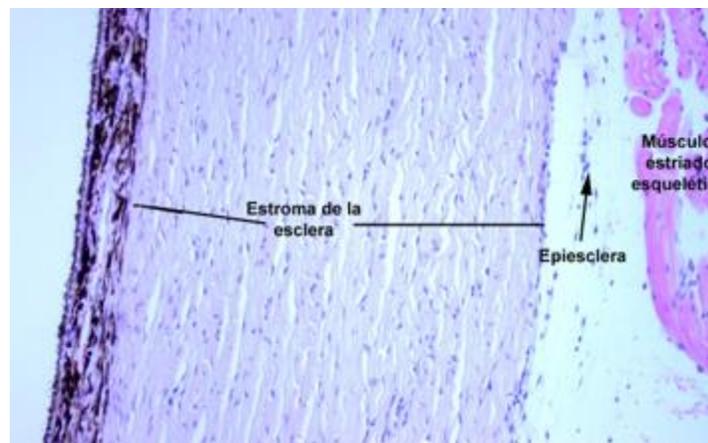


Ilustración 7 Imagen al microscopio de parte del tejido de la esclera

### Capa externa posterior: Córnea

Complementa la sexta parte restante de la capa externa posterior. Es una capa de tejido fibroso, transparente (se compara con el cristal de un reloj de pulsera), es avascular; es considerado la primera y más poderosa fuente refractiva del sistema óptico del ojo (su poder refractivo depende tanto de su curvatura como de la diferencia entre su índice de refracción y el del aire) con un índice de refracción de 1.376 y un poder dióptrico de 48.8 D. Sus fuentes de nutrición son los vasos del limbo, el humor acuoso y las lágrimas, y su porción superficial obtiene la mayor parte de su oxígeno de la atmósfera.

Se inserta en la esclerótica a nivel del limbo. La córnea promedio del adulto tiene un espesor de 0.5 mm en el centro y cerca de 0.65 mm en la periferia, además de



un diámetro horizontal de 11.75 mm y 10.6 mm en el diámetro vertical. En la Ilustración 8 se observa una figura con su anatomía básica

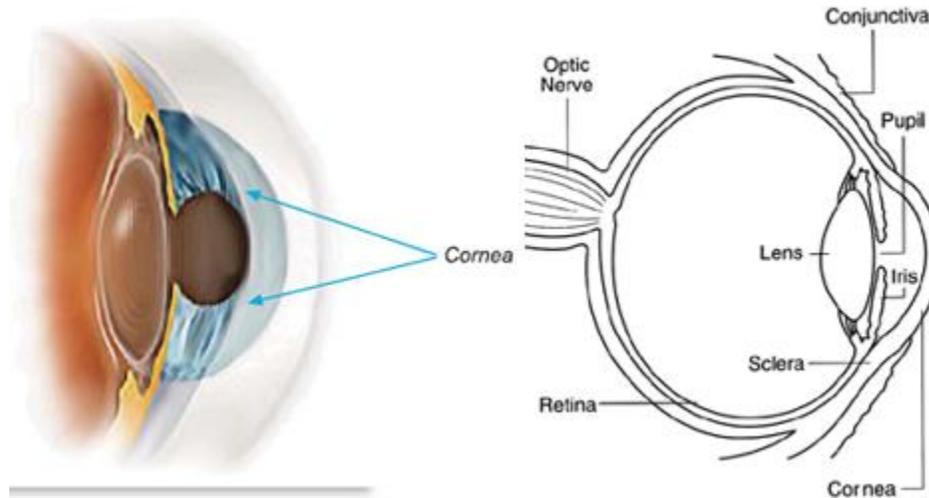


Ilustración 8 Esquema de la córnea

La córnea se divide en 5 subcapas, las cuales se enuncian a continuación:

- **Epitelio Corneal:** Es un epitelio muy delgado y no queratinizado, compuesto a su vez de seis subcapas de células que se ordenan de forma uniforme y suave.
- **Cápsula de Bowman:** Es una hoja de tejido transparente de aproximadamente 12  $\mu\text{m}$  de espesor. Es una capa acelular formada de fibras uniformes de colágeno.
- **Estroma (sustancia propia):** Está formada por laminillas entrelazadas de colágena que corren por casi todo el diámetro de la córnea. Son paralelas en toda la superficie de la misma y en virtud de su tamaño y proximidad son ópticamente claras. El estroma constituye el 90% del volumen total de la córnea.
- **Membrana de Descemet:** Funciona como separación del estroma y el endotelio. Tiene un espesor de alrededor de 10  $\mu\text{m}$ . Es considerado como el producto de secreción de las células del endotelio.



- **Endotelio:** Consta de una sola capa de células.

En la Ilustración 9 se muestra una sección de la córnea al microscopio.

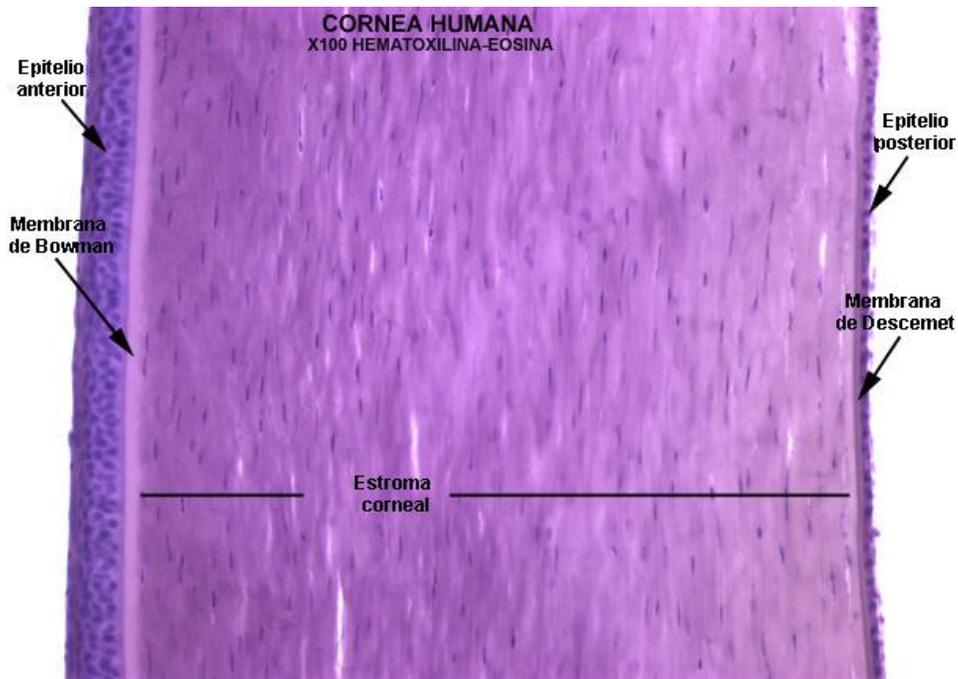


Ilustración 9 Vista al microscopio de una sección de córnea humana

El lugar de transición entre la córnea y la esclerótica es una sección de gran importancia, debido a que en esta sección ocurre el proceso de drenaje del humor acuoso. Este espacio recibe el nombre de **Limbo corneal**. Su formación, de adentro hacia afuera se menciona a continuación y se esquematiza en la Ilustración 10.

- La conjuntiva
- La cápsula de Tenon
- La lámina epiescleral
- El estroma del limbo esclerocorneal
- El sistema de drenaje del humor acuoso
- El conducto de Schlemm

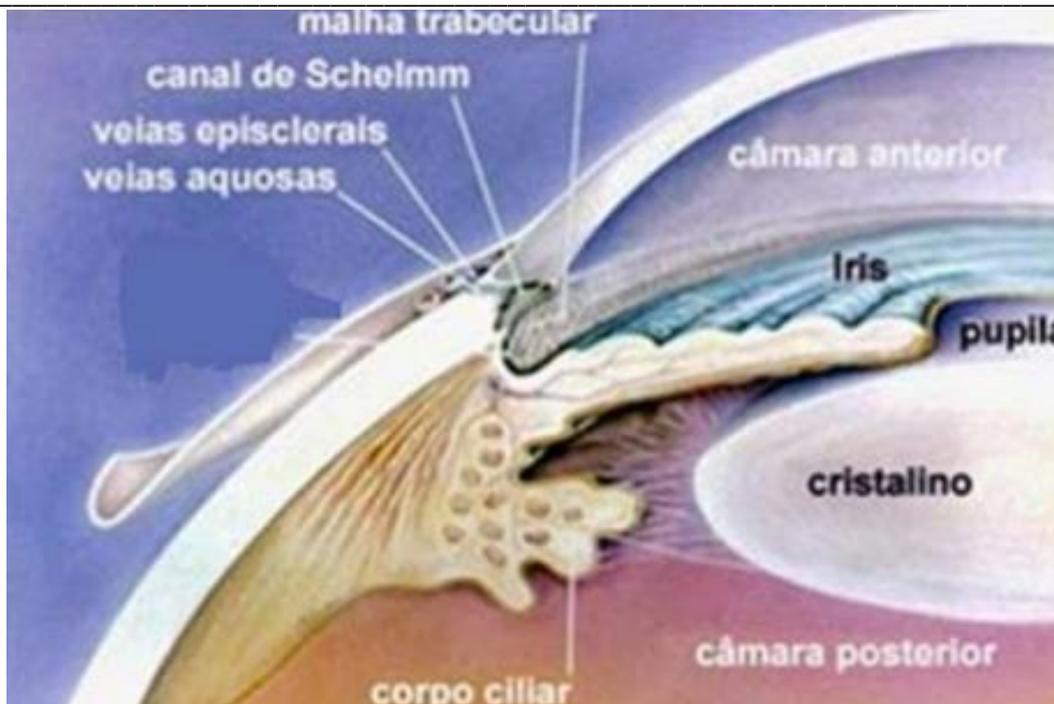


Ilustración 10 Esquema del limbo corneal

### Capa media: Úvea

La úvea esta constituida por el iris, el cuerpo ciliar y la coroides. Constituye la capa media, es sumamente vascularizada y su función primordial es aportar riego sanguíneo a la retina. Se encuentra protegido por la córnea y la esclerótica.

Su división consiste en tres partes principales:

- Iris
- Coroides
- Cuerpo ciliar

#### Iris

Es una superficie plana con una abertura redonda situada en su centro llamada **pupila**. Se inserta delante del cuerpo ciliar (raíz del iris) y llega hasta el borde pupilar. Se sitúa contigua a la superficie anterior del **crystalino** y divide al compartimiento anterior del posterior.



---

El iris se divide en dos porciones:

- **Estroma mesodérmica:** Se forma por puentes de tejido conjuntivo, la cual posee pigmentos (alto contenido de pigmento hace lucir un ojo color café o pardo, mientras que un bajo contenido del mismo provoca una coloración verde o azul). Aquí se ubican sus dos músculos, el esfínter (encargado de la constricción de la pupila o miosis) y el dilator (encargado de la dilatación de la pupila o midriasis)
- **Porción iridiana de la retina:** (los detalles serán tratados en el subcapítulo siguiente)

Su riego sanguíneo proviene de su círculo mayor, de donde se desprenden diversos vasos en distribución radial.

El iris controla la cantidad de luz que entra hacia el sistema óptico del ojo, mediante su abertura/diafragma circular la **pupila**.

El tamaño pupilar se determina en particular por un equilibrio entre la constricción (actividad parasimpática transmitida a través del III par craneal) y la dilatación (actividad simpática). La alteración de dicho equilibrio se puede deber a causas fisiológicas, luminosas o por efecto de fármacos. El tamaño considerado normal para una pupila se establece entre 1 y 4 mm de radio.

### **Coroides**

Es el segmento posterior de la úvea. Se encuentra alojada entre la retina y la esclerótica. Es una capa rica en vasos y compuesta de tejido conectivo. Su función principal es la de aportar nutrientes a las capas más externas de la retina (incluyendo los propios conos y bastones).

La coroides se integra por medio de tres capas principales:

- **Lámina fusca o capa supracoroidal:** Se compone de laminillas de colágeno y se encarga de separar la esclerótica de la capa vascular



- **Capa vasculosa:** Está compuesta de por tres estratos de vasos coroides: los grandes (Capa de Haller), medianos (Capa de Sattler) y pequeños (Capa de Ruysch o coriocapilar). La luz de cada vaso decrece conforme aumenta su profundidad de ubicación
- **Membrana de Bruch:** Forma el límite entre la coroides y el epitelio pigmentado de la retina. Su subcapa más profunda (lámina basal) pasa sin límites bruscos al cuerpo ciliar

La coroides se encuentra firmemente adherida por detrás a los márgenes del nervio óptico, y por delante al cuerpo ciliar. En la Ilustración 11 se muestra un esquema de la capa coroides

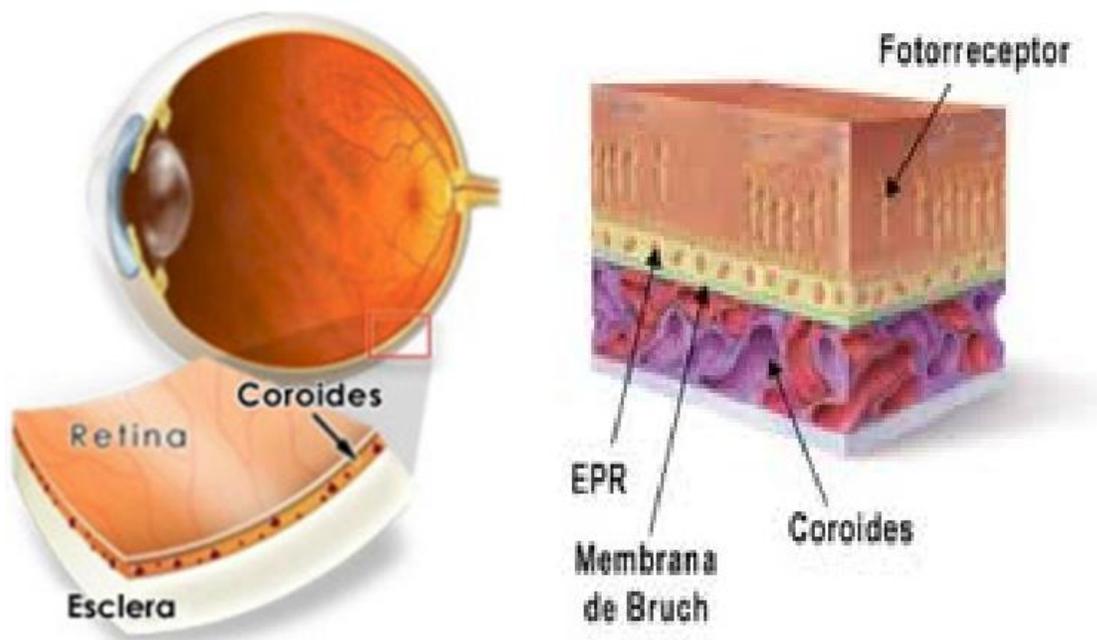


Ilustración 11 Esquema de la Coroides. Se hace énfasis en los límites que guarda con la esclera y la retina

### Cuerpo Ciliar

Se encuentra ubicado entre la coroides (limitado por la lámina basal) y la retina (limitado por la ora serrata). Tiene una forma de triángulo con su lado más corto viendo hacia el lado anterior.



El cuerpo ciliar se compone de dos secciones principales

- **Zona anterior corrugada (pars plana):** Tiene una extensión de 2 mm y es el punto de origen de los **procesos ciliares** (alrededor de 80) que forman la corona ciliar. La función de estos últimos es producir el humor acuoso hacia el compartimiento anterior del ojo, de donde es recogido por la red trabecular y enviado al canal de Schelemm.
- **Zona posterior aplanada (pars plana):** Tiene una extensión de 4 mm y es el punto de origen de los **músculos ciliares**. Estos últimos ocupan la porción externa del cuerpo ciliar y están constituidos por fibras musculares lisas tanto meridionales como circulares y las longitudinales. Las fibras meridionales proporcionan tensión a la coroides; las fibras circulares participan en la modificación de la curvatura del cristalino (proceso de acomodación) y las longitudinales se insertan en el interior de la red trabecular, modificando el tamaño de sus poros.

En la Ilustración 12 se muestran esquemas que representan el cuerpo ciliar, mientras que en la Ilustración 13 es posible observar una imagen del mismo visto (parcialmente) desde el microscopio.

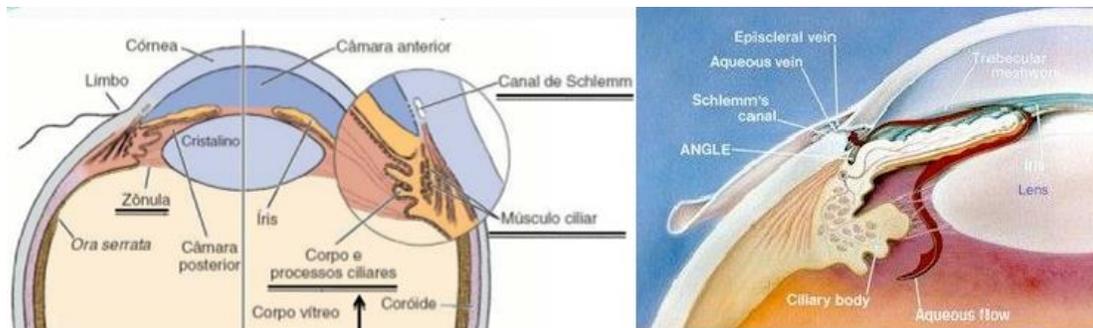


Ilustración 12 Esquema del cuerpo ciliar

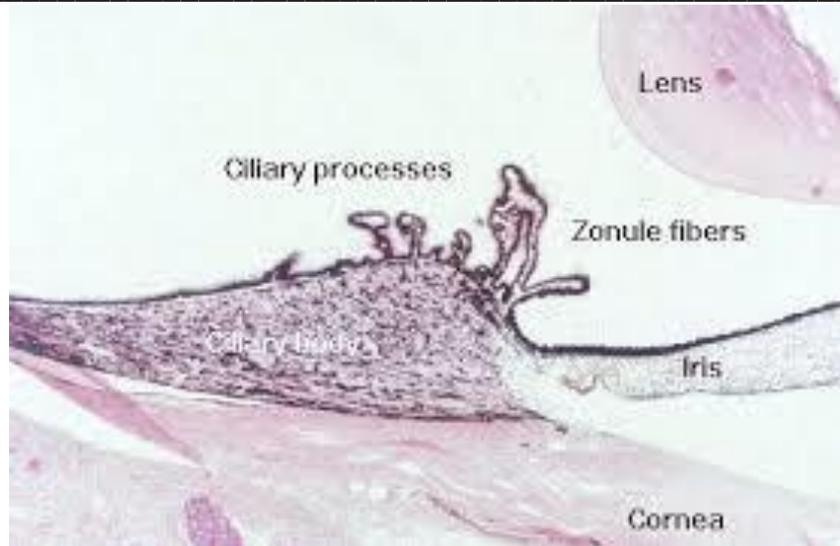


Ilustración 13 Vista desde el microscopio donde se observa parte del cuerpo ciliar y sus componentes

### **Cristalino**

Es una estructura biconvexa, avascular, libre de nervios, incolora y casi transparente con un espesor aproximado de 4 mm y un diámetro de 9 mm. Se encuentra suspendido detrás del iris por la zonula (ligamento suspensor) en contacto con el cuerpo ciliar. Por delante de él se puede encontrar humor acuoso; en su parte trasera, humor vítreo. Sus funciones primordiales son:

1. Refractar la luz que atraviesa por la pupila y focalizarla en la retina (proveer potencia refractiva)
2. Proporcionar acomodación, la cual le permite al ojo enfocar objetos lejanos
3. Absorber luz ultravioleta

Esta estructura está formada en un 65% de agua, y 35% de proteínas. Obtiene nutrición de parte de los fluidos circundantes.

El cristalino tiene forma de un globo aplanado, por eso es común nombrar a sus regiones con términos geodésicos: La sección más anterior es denominada polo anterior; el área de la periferia, ecuador; y la parte más posterior se le nombra polo posterior.



Su anatomía consiste en

- **Cápsula:** sección semipermeable que recubre enteramente y mantiene la integridad de su estructura. Tiene un espesor de 2-20  $\mu\text{m}$  (más delgado en los polos y ecuador)
- **Epitelio subcapsular:** se forma de células cubiodales fuertemente fijas a la capsula (cerca de la misma) y laxamente unidas en capas interiores. El núcleo del cristalino es más duro que el resto de la estructura, y con el paso del tiempo, se producen más fibras epiteliales que le restan elasticidad.

El aparato suspensorio del cristalino, la zónula, es un arreglo de delicados filamentos. Su función, además de mantener la posición del cristalino, es modificar su curvatura. Cuando el músculo ciliar se contrae y la zónula se relaja, el cristalino se vuelve más delgado y más convexo. En la Ilustración 14 se muestra un esquema de un cristalino humano

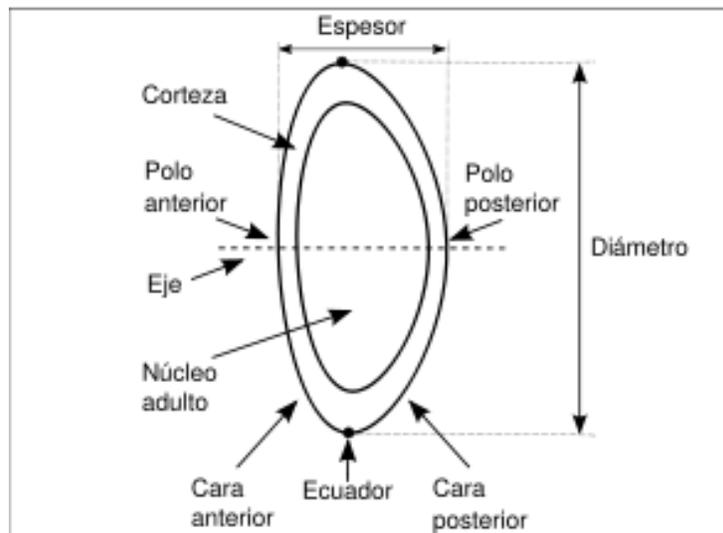


Ilustración 14 Esquema de un cristalino humano

### Capa interna nerviosa y fotosensible: retina

Es la capa más interna del ojo. Es fotosensible, y se compone de diez capas. Se abunda acerca de esta estructura en el subcapítulo siguiente 2.1.5



---

## Apéndice B. Tópicos de procesamiento digital de imágenes

### Procesamiento digital de imágenes

#### Introducción [40]

El procesamiento digital de imágenes se refiere al tratamiento de señales representadas en dos dimensiones (números reales o complejos representados por un número finito de bits) por una computadora digital. Su necesidad radica en dos áreas: la mejora pictórica de la información para interpretación humana y el procesamiento de datos sobre una escena por una máquina.

Las principales aplicaciones del procesamiento digital de imágenes son las siguientes:

- Sensado remoto vía satélite y ciencia/industria aeroespacial
- Compresión y transmisión de imágenes
- Imágenes médicas (ultrasonido, rayos X, PET, resonancia magnética, ultrasonido, etc.)
- Imágenes militares (radar, sonar, infrarrojo, etc.)
- Robótica y visión artificial
- Inspección automática de partes y control de calidad en manufactura

Existen una serie de elementos que son inherentes a esta área del conocimiento, que se presentan en menor o mayor medida de acuerdo a la naturaleza de la disciplina. Dichos puntos son mencionados a continuación.

- **Representación y adquisición:** Trata el tema del dispositivo físico que capturará la imagen, el tipo de energía al que responderá y la forma de digitalizar dicha señal; adicionalmente, se deben considerar cuestiones como el almacenamiento o despliegue.



- **Realzado:** El objetivo de este punto es acentuar ciertas características de la imagen con el fin de prepararla para análisis o despliegues subsecuentes. Entre las operaciones de realzado podemos encontrar el filtrado (espacial o en frecuencia), mejoramiento de contraste, resaltado de bordes, pseudocoloreado, entre otras.
- **Restauración:** Hace referencia a la remoción o minimización de degradaciones conocidas que afecten la imagen. Algunas de las fuentes de degradación pueden ser la limitación de los sensores, excesivo filtrado de ruido, distorsiones geométricas de los sensores o no linealidades de los mismos.
- **Análisis:** Trata acerca de la toma de mediciones cuantitativas a una imagen para generar una descripción de la misma con fines de toma de decisiones. El análisis de imágenes requieren la extracción de ciertas características de su muestra, para lo cual se aprovechan técnicas específicas para dicho fin. Entre tales técnicas podemos mencionar la segmentación.
- **Reconstrucción:** Es un caso particular de la restauración en la cual, a partir de proyecciones o cortes, puede ser reconstruido un objeto tridimensional (o superior) mediante el uso de técnicas computacionales.
- **Compresión y codificación:** La cantidad de datos involucrados con información visual es enorme y el proceso de almacenamiento suele ser complejo y necesita de grandes capacidades; además del problema de las capacidades, se considera el problema de la seguridad y la transmisión (ancho de banda) de dicho datos, para lo cual existe una teoría dedicada a estudiar esta problemática.

Toda la teoría del procesamiento de imágenes debe ser regida por un cierto compendio de propiedades, entre las cuales se pueden mencionar las siguientes: confiabilidad, flexibilidad, optimización (costo computacional), velocidad, robustez, precisión etc.



En los subcapítulos próximos, serán discutidos más a fondo los temas más que jugaron un papel más relevante en la realización de este trabajo.

### Transformaciones lineales [49]

Una imagen representada como una matriz, puede ser sometida a transformaciones tales como traslaciones, rotaciones o ajustes de escalas, entre otras. Dichas transformaciones son utilizadas con el fin de realizar correcciones con respecto a la toma de la imagen por medio de una cámara.

Las correcciones a las imágenes capturadas por una cámara, pueden tanto lineales (corrección de perspectiva, rotaciones etc) o correcciones de orden mayor (aberraciones ópticas debido a lentes). En el presente texto se tratan únicamente casos del primer punto.

Todas las transformaciones son expresadas en un sistema cartesiano con coordenadas XYZ en forma de una matriz que opera directamente sobre las coordenadas de cada pixel. Tales matrices pueden ser de desplazamiento, escalamiento, traslación o rotaciones.

### Traslación

$$\begin{bmatrix} X^* \\ Y^* \\ Z^* \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & X_0 \\ 0 & 1 & 0 & Y_0 \\ 0 & 0 & 1 & Z_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad 1$$

Donde las coordenadas  $X^*, Y^*$  y  $Z^*$ , son las coordenadas del nuevo punto, y  $X_0, Y_0, Z_0$  son las unidades de desplazamiento.



## Escalamiento

Una imagen puede ser escalada por los factores  $S_x$ ,  $S_y$  y  $S_z$  a lo largo de los ejes X, Y y Z mediante a siguiente matriz:

$$\begin{bmatrix} X^* \\ Y^* \\ Z^* \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & S_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad 1$$

## Rotaciones

Son una operación de naturaleza más compleja que las anteriores

Como se mencionó, las transformaciones se presentan en forma de matrices, debido a su facilidad de representación, operación y concatenación. Pueden ser ejecutadas con referencia a un punto sobre un eje coordenado (un solo ángulo, una matriz de transformación); o la generalización sobre cualquier punto, lo que implica tres transformadas. Las matrices asociadas son mostradas en las ecuaciones 3-5

$$R_\theta = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & -\text{sen}(\theta) & 0 & 0 \\ -\text{sen}(\theta) & \cos(\theta) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad 2$$

$$R_\alpha = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & \text{sen}(\alpha) & 0 \\ 0 & -\text{sen}(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad 3$$

$$R_\beta = \begin{bmatrix} \cos(\beta) & 0 & -\text{sen}(\beta) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \text{sen}(\beta) & 0 & \cos(\beta) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad 4$$

Los ángulos  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\theta$  representan la rotación en los ejes X, Y y Z respectivamente.



## Histograma y realce de contraste [50]

El histograma es una útil función que nos muestra, para cada nivel de gris en la imagen, el número de pixeles correspondientes a dicho nivel. El histograma nos da una idea de la probabilidad de ocurrencia de un nivel de gris, pero no aporta ninguna información sobre su ubicación. Datos que si son aportados por esta función son el nivel de contraste y brillo de la imagen.

Cuando se tiene una imagen tiene un brillo bajo, su histograma se concentra en la parte inferior de la escala de grises; si corresponde al caso de brillo alto, su concentración será en las escalas altas. Si se habla de imágenes con contraste bajo, su histograma tenderá a ser estrecho con picos altos; caso contrario del alto contrastes donde la distribución es más uniforme a lo largo de la escala. En la Ilustración 15 se muestra un ejemplo de comparación entre dos imágenes de bajo y alto contraste, así como su respectivo histograma.



**Ilustración 15** Comparativo de una imagen en dos condiciones. A la izquierda se tiene una imagen de bajo contraste con su respectivo histograma agolpado en una región. A la derecha, su contraparte de contraste alto y su histograma distribuido más uniformemente.

Para el realce del contraste, es común el uso de técnicas de manipulación de la escala de grises por operaciones punto a punto. El objetivo de dichas técnicas consiste en acentuar la diferencia de niveles de grises entre el objeto de interés y el fondo. En dichas operaciones se hace un mapeo (mediante una función de



transferencia) pixel a pixel solo en su intensidad de gris, sin alterar su posición o geometría. En la práctica, el uso de dichas operaciones se basa en el uso de “lookup tables”. Las formas clásicas son descritas a continuación:

### Estiramiento lineal

Debido a que una gran cantidad de imágenes tienen un histograma que ocupa solo una estrecha región en la escala de grises. En la Ilustración 16 se muestran funciones de transferencia que incrementan el brillo (caso b), que reducen el brillo (caso a), que acentúan una región media (caso c), o que hacen una distribución no lineal (caso d).

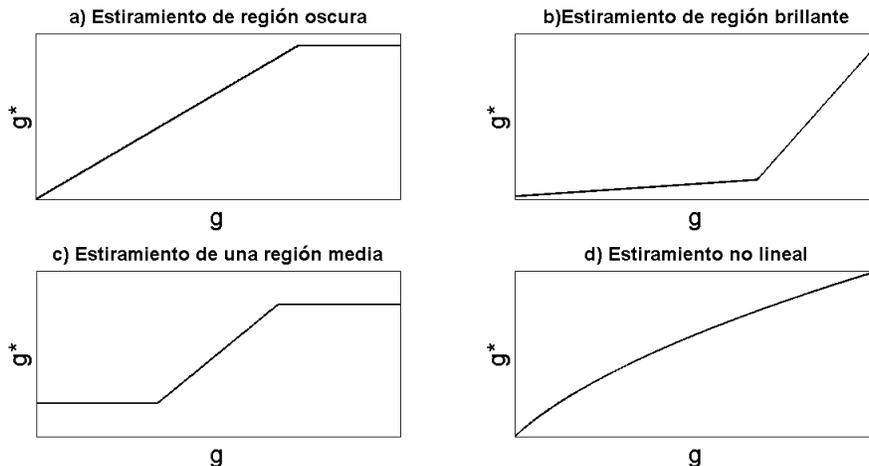


Ilustración 16 Funciones de transferencia para el estiramiento de ciertas regiones del histograma

### Ecualización del histograma

Es otra técnica muy popular para el realce del contraste la cual consiste en el mapeo de una imagen de tal forma que, los valores de grises en la nueva imagen se encuentran uniformemente distribuidos a lo largo de la escala, en lugar de estar ubicados en una región limitada.

La ecualización del histograma puede llevarse a cabo mediante el proceso de linealización de la “Función de distribución acumulada” (el área acumulada bajo el histograma). En la Ilustración 17 se muestra un ejemplo de una función de



distribución acumulada típica y la deseada (hacia cual se quiere llegar). Dicho proceso es modelado mediante la ecuación 6

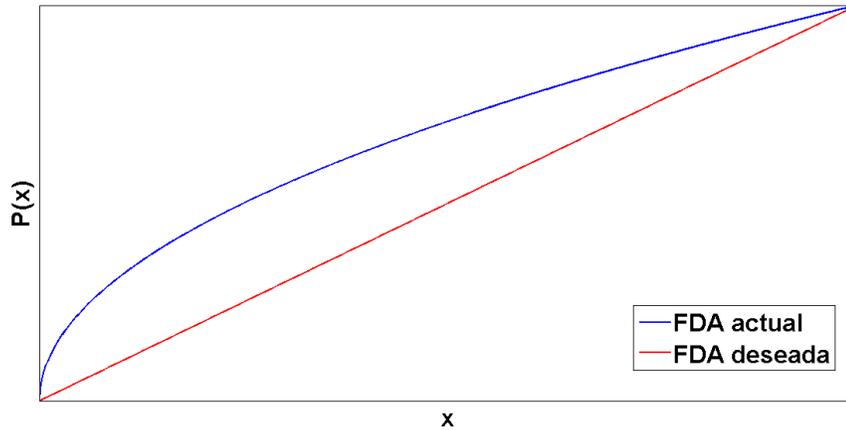


Ilustración 17 Función distribución acumulada, la actual y la esperada

$$g^*(i, j) = (g_{max} - g_{min})P(g(i, j)) + g_{min} \quad 5$$

Donde:

$P(g(i, j))$ : Es el valor de la función de distribución acumulada a cada nivel de gris

$\hat{g}$ : es la imagen realizada

$g_{max}, g_{min}$ : son respectivamente el máximo y mínimo nivel de gris

### Filtros y máscaras [49-50]

Otra operación relacionada al proceso de realzado de imágenes, es el filtrado. Las técnicas de filtrado pueden aplicarse tanto en el dominio de la frecuencia (valiéndose de la transformada de Fourier) o en el dominio del espacio (utilizando máscaras).

### Máscaras y métodos en el dominio espacial

El término “dominio espacial” se refiere al cúmulo de píxeles que componen una imagen y los métodos en el dominio espacial son procedimientos que operan



directamente sobre dichos píxeles. Muchas de las técnicas de realzado espacial son basadas en operaciones sobre vecindades locales (sub-imágenes).

Dicha operación puede ser expresada en la siguiente forma:

$$g(i, j) = T[f(i, j)] \quad 6$$

Donde:

$g(i, j)$ : Es la imagen resultante

$f(i, j)$ : Es la imagen de entrada

$T$ : Es el operador que transforma la imagen inicial

El operador  $T$  es una matriz conocida como “máscara espacial”. Dicha máscara (filtro FIR) es sometida a un proceso de convolución sobre un pixel y su vecindad a lo largo y ancho de toda la imagen.

Los tipos de filtros espaciales utilizados comúnmente abarcan los del tipo pasa-bajas o suavizadores, pasa-altas o de realce de detalles, además del tipo pasa-bandas que resalta y/o suaviza regiones selectas.

Algunas máscaras populares de suavizado son [49-51]:

- Promedio: Son ventanas de suavizado normalizadas. Algunos ejemplos se muestran en la Ilustración 18

$$a) \begin{bmatrix} 1/4 & 1/4 \\ 1/4 & 1/4 \end{bmatrix} \quad b) \begin{bmatrix} 1/9 & 1/9 & 1/9 \\ 1/9 & 1/9 & 1/9 \\ 1/9 & 1/9 & 1/9 \end{bmatrix} \quad c) \begin{bmatrix} 0 & 1/8 & 0 \\ 1/8 & 1/4 & 1/8 \\ 0 & 1/8 & 0 \end{bmatrix}$$

**Ilustración 18** Máscaras para filtro espacial de promedio. a) Ventana promedio de 2x2. b) Ventana promedio de 3x3. c) Ventana de promedio ponderado de 5 puntos

- Gaussianas: Aquellas que se acercan más al perfil de una función gaussiana bidimensional (Ilustración 19)



$$\begin{bmatrix} 1 & 1/8 & 1 \\ 1/8 & 1/4 & 1/8 \\ 1 & 1/8 & 1 \end{bmatrix}$$

Ilustración 19 Máscara de perfil gaussiano

Para el caso de filtros pasa-altas, se recurre a máscaras con una forma tal que resalta las imágenes que han sido suavizadas por cuestiones de captura o de algún otro método particular de procesamiento. La idea básica de este filtro es que, al ser su suma cero, los segmentos de la imagen sin cambios o con cambios poco perceptibles son atenuados.

Un ejemplo de máscara se muestra a continuación en la Ilustración 20

$$\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

Ilustración 20 Máscara de filtro espacial pasa altas

### Método en el dominio de la frecuencia

El filtrado en el dominio de la frecuencia es más intuitivo y sencillo de comprender desde el punto de vista teórico. El procedimiento consiste en el cálculo de la transformada de Fourier de la imagen y multiplicarla por la función de transferencia del filtro deseado, eliminándose componentes frecuencia les bien identificadas.

En la práctica, es más común la implementación de filtros espaciales debido a la facilidad de implementación desde el punto de vista computacional. Sin embargo, en ciertas condiciones, las limitaciones del uso de máscaras conducen al usuario al uso filtraje en el dominio de la frecuencia.

Entre la variedad de filtros disponibles, se mencionan los de aproximación Butterworth, cuyas funciones de transferencia se mencionan a continuación:

Filtro Butterworth pasa bajas



$$H(u, v) = \frac{1}{1 + [D(u, v)/D_0]^{2n}} \quad 7$$

Filtro Butterworth pasa altas

$$H(u, v) = \frac{1}{1 + [D_0/D(u, v)]^{2n}} \quad 8$$

Donde  $D(u, v)$  es la distancia desde el centro de la imagen en el dominio de Fourier y  $D_0$  es la frecuencia de corte, concebida desde el punto de vista de una distancia de referencia con respecto al centro. En la Ilustración 21 se muestra una esquematización de tales funciones de transferencia.

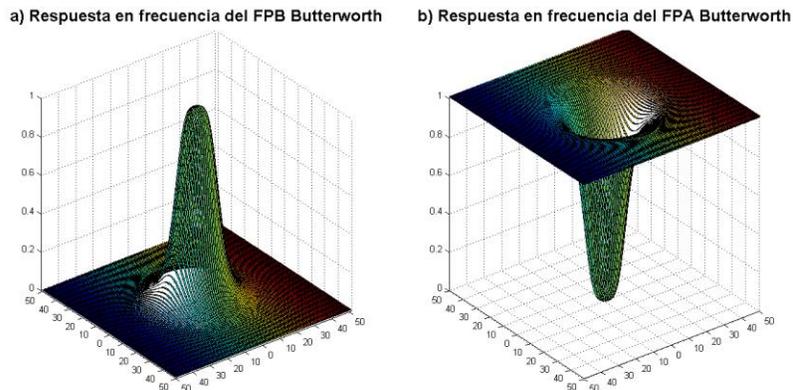


Ilustración 21 Respuestas en frecuencia de los filtros pasa bajas y pasa altas de la aproximación Butterworth

### Umbralizado [49]

El umbralizado es una de las aproximaciones más importantes en la segmentación de imágenes. Por la segmentación de imágenes se entiende el proceso por el cual se subdivide la imagen en los distintos objetos de interés que la componen, hasta que los objetos que son el centro de interés para una necesidad específica son aislados.



En el caso del presente trabajo, el interés se centra en la segmentación de la región pupilar en registros video-oculográficos. Para dicho fin, la base de la segmentación consiste en umbralizado.

La idea central de esta metodología consiste en lo siguiente:

Sea una imagen en niveles de grises compuesta de dos modos dominantes, una serie de objetos brillantes sobre un fondo oscuro. La forma más evidente de separar dichos grupos es la discriminación por medio de un umbral, expresándolo en forma de ecuación (10). Cabe destacar que de esta manera, el problema de la complejidad en la forma del objeto puede ser evitado.

$$g(i,j) = \begin{cases} 1 & \text{si } f(i,j) > T \\ 0 & \text{si } f(i,j) < T \end{cases} \quad 9$$

Donde los pixeles de salida  $g(i,j)$  son etiquetados como “1” (objeto) si los pixeles de la imagen original son mayores a un umbral  $T$  (valor específico de gris); y por otro lado, los demás son etiquetados con “0” (fondo) cuando son menores al mismo umbral.

El valor de umbral  $T$  puede ser obtenido de distintas formas, siendo de naturaleza estática o adaptable, pero en lo general es una función del nivel de gris en cierto punto, propiedades de vecindad, alguna otra clase de parámetro de carácter estadístico dentro del histograma o valores de una naturaleza distinta.

Queda claro que la iluminación y el contraste son características determinantes para efectividad de los algoritmos de segmentación por umbral.

### **Detección de bordes [51]**

La detección de bordes ha sido una ruta alternativa hacia la segmentación de imágenes. Es una técnica poderosa al reducir la redundancia en las imágenes, combatiendo así problemas tanto de almacenamiento como de cómputo. Se



entiende por borde aquel límite entre dos regiones surgidas cuyos valores de luminosidad son significativamente distintos. Los bordes pueden ser detectados mediante la observación de las derivadas de la imagen (o diferencias finitas, en términos discretos). Operadores como el gradiente o el laplaciano son comúnmente utilizados en estas tareas. En la ecuación 11 se muestra la fórmula del gradiente (en el contexto del cálculo vectorial) y en la ecuación 12 se muestra la misma en el contexto del procesamiento digital de imágenes.

$$\nabla f = \left[ \left( \frac{\partial f}{\partial x} \right)^2 + \left( \frac{\partial f}{\partial y} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad 10$$

$$\hat{g} = [\Delta_x^2 + \Delta_y^2]^{\frac{1}{2}} \quad 11$$

Donde:

$$\Delta_x = g(i, j) - g(i, j - 1) \quad 12$$

$$\Delta_y = g(i, j) - g(i - 1, j) \quad 13$$

Existen dos vertientes principales dentro de la detección de bordes: Máscaras basadas en gradientes diferenciales (GD) y aquellas basadas en comparación de plantillas (CP). El objetivo de dichos procedimientos consiste en evaluar el valor del gradiente, de tal forma que se encuentre un valor lo suficientemente grande para ser considerado un borde la imagen (después de un umbralizado).

Ambas aproximaciones estiman la intensidad local del gradiente con ayuda de una serie de máscaras. De acuerdo a la aproximación, se pueden utilizar desde dos



máscaras (GD) hasta doce (CP). En las Ilustraciones 22-24 se muestran algunas de las máscaras comúnmente utilizadas.

$$\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Ilustración 22 Máscaras Prewitt

$$\begin{bmatrix} -1 & 2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Ilustración 23 Máscaras Sobel

$$\begin{bmatrix} -3 & -3 & 5 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & -3 & 5 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} -3 & 5 & 5 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & -3 & -3 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} 5 & 5 & 5 \\ -3 & 0 & -3 \\ -3 & -3 & -3 \end{bmatrix}$$
$$\begin{bmatrix} 5 & 5 & -1 \\ 5 & 0 & 0 \\ -3 & -3 & 1 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} 5 & -3 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ 5 & -3 & -3 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} -3 & -3 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ 5 & 5 & -3 \end{bmatrix}$$
$$\begin{bmatrix} -3 & -3 & -3 \\ -3 & 0 & -3 \\ 5 & 5 & 5 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} -3 & -3 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ 5 & 5 & -3 \end{bmatrix}$$

Ilustración 24 Máscaras Krisch

### Detector de bordes de Canny

Es un algoritmo multi-criterio para la detección de bordes. Se basa en el cálculo del gradiente tanto en magnitud como en dirección, localizando las direcciones de amplitud máxima, así como en un operador con histéresis con el fin de establecer bordes razonablemente conectados. Explicación más detallada de presente algoritmo sale de los propósitos de este trabajo.

En la Ilustración 25 se muestra un compendio con resultados de los métodos anteriormente citados.



a) Imagen original b) Detector Prewitt c) Detector Krisch d) Detector Sobel e) Detector Canny



Ilustración 25 Ejemplo de efectos de distintos detectores de bordes

### Operaciones morfológicas [52]

Las operaciones morfológicas son aquellas que tratan acerca de la forma y la estructura, pero ahora tratado desde el contexto del procesamiento digital de imágenes. Estas operaciones son comúnmente utilizadas en etapas de preprocesamiento o postprocesamiento. La matemática que describe estos procesos es la teoría de conjuntos.

Las principales operaciones morfológicas son la erosión y la dilatación; a partir de estas se derivan más. A continuación se describirán de forma muy breve su definición y uso de aquellas más relevantes dentro del presente trabajo.

#### Dilatación

Es el proceso capaz de expandir objetos sobre su fondo, al igual que es capaz de eliminar ruido del tipo “sal”.

Sea una imagen A (imagen a procesar) y una imagen B (plantilla). El proceso de dilatación se formula mediante la siguiente ecuación:

$$A \oplus B = \bigcup_{b \in B} A_b \quad 14$$

Lo que representa, es la unión de todas las traslaciones de la imagen A de acuerdo a las coordenadas de B.



Por ejemplo, sea las siguientes imágenes representadas como pares ordenados (ecuaciones 16 y 17)

$$A = \{(2,8), (3,6), (4,4), (5,6), (6,4), (7,6), (8,8)\} \quad 15$$

$$B = \{(0,0), (0,1)\} \quad 16$$

Las traslaciones resultarían así:

$$A_{(0,0)} = A \quad 17$$

$$A_{(0,1)} = \{(2,9), (3,7), (4,5), (5,7), (6,5), (7,7), (8,9)\} \quad 18$$

Finalmente, el resultado de la dilatación (unión de los conjuntos en las ecuaciones 18 y 19) resultaría:

$$A \oplus B = \left\{ \begin{array}{l} (2,8), (2,9), (3,6), (3,7), (4,4), (4,5), (5,6), (5,7), (6,4), \\ (6,5), (7,6), (7,7), (8,8), (8,9) \end{array} \right\} \quad 19$$

## Erosión

Es el proceso capaz de encoger objetos. Igualmente es capaz de remover ruido de “pimienta” y eliminar objetos pequeños y delgados, tales como cabellos o pestañas.

En la ecuación 2.5.7.7 se muestra la ecuación que rige el proceso:

$$A \ominus B = \bigcap_{b \in \tilde{B}} A_b \quad 20$$

Lo que representa la intersección de todas las traslaciones de  $A$  de acuerdo a las coordenadas de  $\tilde{B}$  (reflejo de  $B$ )

En la Ilustración 26 se muestran ejemplos de los procesos mencionados en este apartado.



a) Imagen binaria original



b) Imagen binaria con erosión



c) Imagen binaria con dilatación

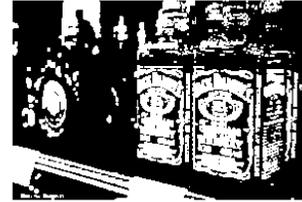


Ilustración 26 Ejemplos de imagen binaria, con proceso de erosión y de dilatación

### Cierre y apertura

Estas operaciones son combinaciones de las dos anteriores. Sus definiciones se muestran a continuación:

Para el caso de la apertura, es un proceso de erosión y ese resultado, se le aplica una dilatación (ecuación 22)

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad 21$$

Para su contraparte, el cierre, se compone de un proceso de dilatación, seguido de una de erosión (ecuación 23)

$$A \circ B = (A \oplus B) \ominus B \quad 22$$

En la Ilustración 27 se muestra un ejemplo de la acción de las operaciones antes mencionadas.

a) Imagen original binaria



b) Imagen con apertura



c) Imagen con cierre



Ilustración 27 Ejemplos de imagen binaria, con proceso de apertura y cierre



## Propiedades básicas de forma [48-49,52]

Las propiedades de forma de lo objeto dentro de una imagen hacen referencia a su estructura física. Estas representaciones pueden ser usadas para comparación de imágenes, reconocimiento de objetos y hacer mediciones cuantitativas de forma. En la Ilustración 28 se muestra su división:

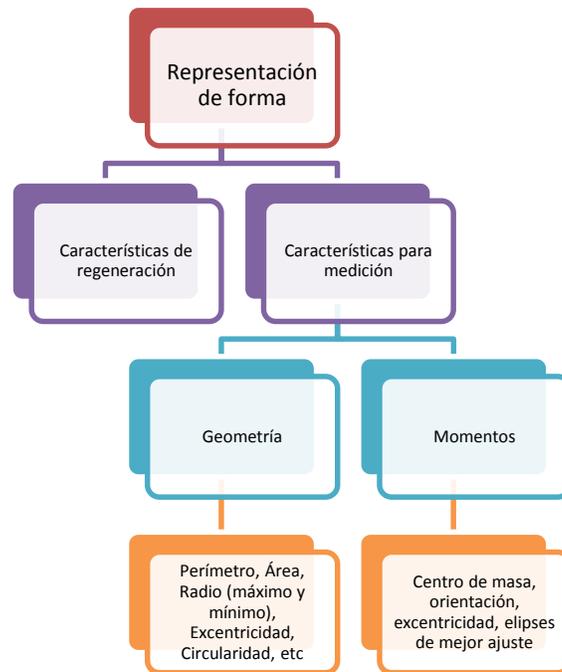


Ilustración 28 Clasificación de propiedades de las formas dentro de una imagen

A continuación se describen las propiedades de más relevancia dentro del presente trabajo.

- **Área:** El conteo de todos los píxeles dentro de una región
- **Perímetro:** El conteo de todos los píxeles dentro de una región adyacentes a una zona vacía.
- **Circularidad:** Se define por la siguiente ecuación:

$$\gamma = \frac{(\textit{perimetro})^2}{4\pi(\textit{área})}$$

23



---

El valor más cercano a 1, indica la tendencia de la región a parecer más un disco.

- **Excentricidad:** Se define como el cociente del eje mayor (segmento que uno los dos puntos más lejanos del contorno de un objeto) y el eje menor (el cual es definido como la línea perpendicular al eje mayor, y la longitud de este forma a su vez un rectángulo que encierra a su totalidad al objeto)

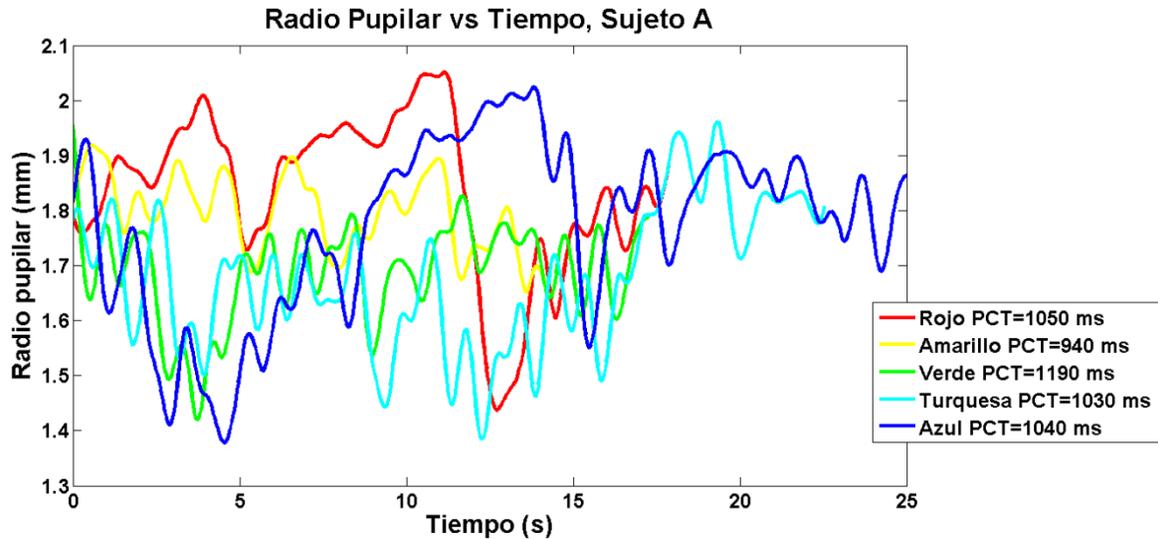


## Apéndice C. Pruebas preliminares



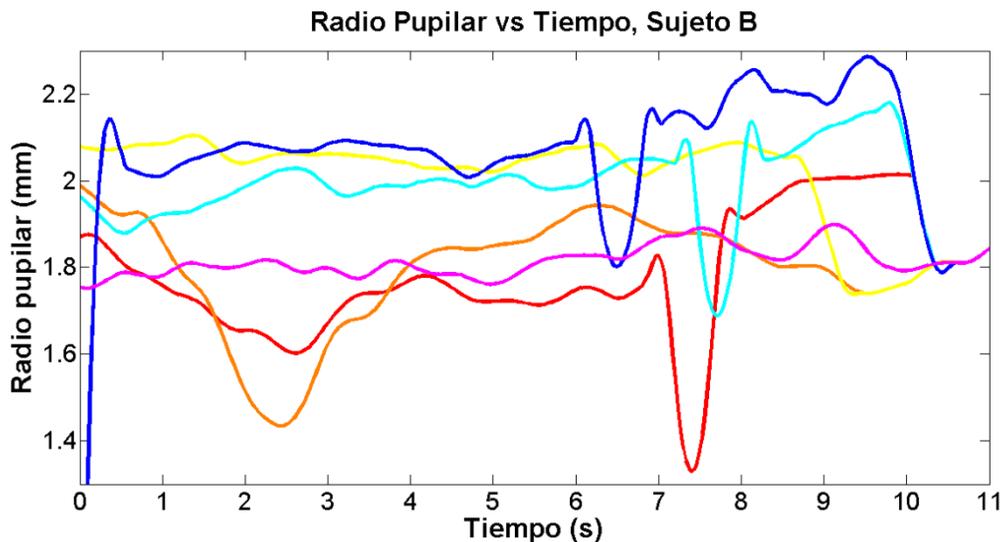
Sujeto A. Masculino 28 años de edad, 105 Kg de peso, 1.85 m de estatura

Cinco colores probados. Se presentan curvas para los colores probados.



Sujeto B. Masculino 30 años de edad. 85 Kg de peso, 1.87 m de estatura.

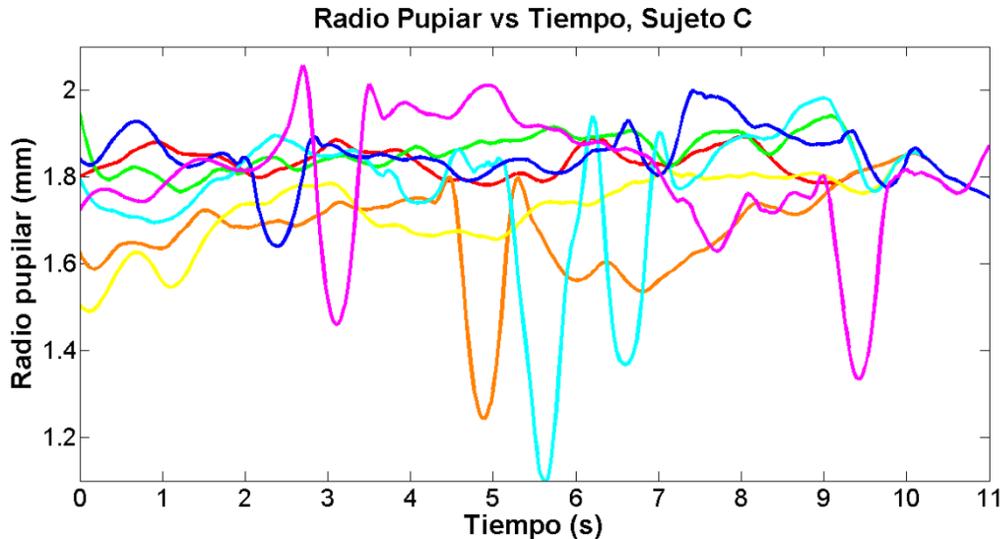
Seis colores probados, sin oscilación clara. No se obtuvieron datos concretos





Sujeto C. Masculino 28 años de edad. 82 Kg de peso, 1.74 m de estatura.

Siete colores probados, sin oscilación clara. No se obtuvieron datos concretos



Sujeto D. Masculino 45 años de edad. 70 Kg de peso, 1.65 m de estatura

Siete colores probados. Datos de TCP y BSP recolectados, pero con los videos originales perdidos

	Rojo	Naranja	Amarillo	Verde	Turquesa	Azul	Violeta
<b>TCP (ms)</b>	1333	991	980	1200	728	788	990
<b>BSP</b>	0.5621	1.9193	0.4829	1.0252	1.3121	1.2803	0.5959

Sujeto E. Masculino 25 años de edad. 76 Kg de peso, 1.74 m de estatura

Siete colores probados. Datos de TCP y BSP recolectados, pero con los videos originales perdidos

	Rojo	Naranja	Amarillo	Verde	Turquesa	Azul	Violeta
<b>TCP (ms)</b>	853	716	737	928	866	912	822
<b>BSP</b>	0.688	1.1582	1.0686	1.1067	1.1262	0.6643	0.8956



## Apéndice D. Códigos

En esta sección se muestran los códigos desarrollados para implementar el presente trabajo. Son incluidos tanto el código en lenguaje C (compilador CCS) para la programación de los microcontroladores PIC24FJ32GA002, así como las aplicaciones diseñadas en la plataforma MATLAB.

### Código de la tarjeta principal basada en microcontrolador

```
#include <24fj32ga002.h>
#fuses hs,wposts16,icsp1,noiol1way,fr
#device adc=8
#USE DELAY(CLOCK=8M)
#use fixed_io(b_outputs=pin_b12,pin_b13,pin_b14,pin_b15,pin_b3)
#use fixed_io(a_outputs=pin_a0,pin_a1,pin_a2,pin_a3)
#pin_select OC1=PIN_B4
#pin_select OC2=PIN_B5
#pin_select OC3=PIN_B6
#pin_select OC4=PIN_B7
#pin_select OC5=PIN_B8
#pin_select U1TX=PIN_B9
#pin_select U1RX=PIN_B10

#use rs232 (baud=9600,xmit=PIN_B9,rcv=PIN_B10, BITS=8,STOP=1,UART1,PARITY=n,stream=mipic)

int pos_servo1=128,pos_servo2=255,val_r=250,val_g=250,val_b=80,motor=1,comando=0,pasos=0,ilum_amb=0,ilum_ir=0;
int1 back=0,forw=1;

void stepper_f(void)
{
    if (motor==0)
    {
        motor=3;
    }
    else
    {
        motor=motor-1;
    }
}

void stepper_b(void)
{
    if (motor==3)
    {
        motor=0;
    }
    else
    {
        motor=motor+1;
    }
}

#int_rda fast
void serial_isr() {
```



```
switch(comando)
{
  case 0:
  comando=getc(mipic);
  break;

  case 3:
  pos_servo1=getc(mipic);
  comando=0;
  break;

  case 4:
  pos_servo2=getc(mipic);
  comando=0;
  break;

  case 5:
  val_r=getc(mipic);
  comando=0;
  break;

  case 6:
  val_g=getc(mipic);
  comando=0;
  break;

  case 7:
  val_b=getc(mipic);
  comando=0;
  break;

  case 8:
  ilum_amb=getc(mipic);
  comando=0;
  putc(2,mipic);
  putc(ilum_amb,mipic);
  break;

  case 9:
  ilum_ir=getc(mipic);
  comando=0;
  putc(3)
  putc(ilum_ir);
  break;

  case 2:
  comando=0;
  pasos=getc(mipic);
  forw=1;
  back=0;
  break;

  case 1:
  comando=0;
  pasos=getc(mipic);
  forw=0;
  back=1;
  break;
```



```
comando=0;
clear_interrupt(int_rda);
enable_interrupts(int_rda);
enable_interrupts(intr_global);
}

enable_interrupts(int_rda);
enable_interrupts(intr_global);

}

void main()
{
setup_compare(1,COMPARE_PWM|COMPARE_TIMER3);
setup_compare(2,COMPARE_PWM|COMPARE_TIMER3);
setup_compare(3,COMPARE_PWM|COMPARE_TIMER3);
setup_compare(4,COMPARE_PWM|COMPARE_TIMER2);
setup_compare(5,COMPARE_PWM|COMPARE_TIMER2);

setup_timer1(TMR_INTERNAL | TMR_DIV_BY_1,9999);
setup_timer4(TMR_INTERNAL | TMR_DIV_BY_1,9999);

setup_timer2(TMR_INTERNAL | TMR_DIV_BY_8,9999);
setup_timer3(TMR_INTERNAL | TMR_DIV_BY_1,256);
setup_uart(9600,mipic);

setup_adc_ports(NO_ANALOGS|VSS_VDD);
setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);
enable_interrupts(int_rda);

set_timer4(20000);

enable_interrupts(intr_global);
SETUP_WDT(wdt_on);

WHILE(TRUE)
{
SET_PWM_DUTY(5,(make16(pos_servo1,0x80)>>7)+600); //servo1
SET_PWM_DUTY(4,(make16(pos_servo2,0x80)>>7)+600); //servo2

SET_PWM_DUTY(1,val_r);//color rojo
SET_PWM_DUTY(2,val_g);//color verde
SET_PWM_DUTY(3,val_b);//color azul
RESTART_WDT();

delay_ms(30);
enable_interrupts(int_rda);
enable_interrupts(intr_global);

while(pasos>0)
{
delay_ms(100);
if (back==0 && forw==1)
{
stepper_f();
pasos=pasos-1;
output_a(motor);
}
if (back==1 && forw==0)
```



```
{  
  stepper_b();  
  pasos=pasos-1;  
  output_a(motor);  
  
}  
}  
}
```

## Código de la tarjeta auxiliar, encargada de las lámparas

```
#include <24fj32ga002.h>  
#fuses hs,wposts16,icsp1,noiol1way,frf  
#device adc=8  
  
#USE DELAY(CLOCK=8M)  
#use fixed_io(b_outputs=pin_b12,pin_b13,pin_b14,pin_b15,pin_b3)  
#use fixed_io(a_outputs=pin_a0,pin_a1,pin_a2,pin_a3)  
#pin_select OC1=PIN_B4  
#pin_select OC2=PIN_B5  
#pin_select U1TX=PIN_B9  
#pin_select U1RX=PIN_B10  
  
#use rs232 (baud=9600,xmit=PIN_B9,rcv=PIN_B10, BITS=8,STOP=1,UART1,PARITY=n,stream=mipic)  
int ilum_amb=100,ilum_ir=100,comando=1,aux_amb=100,aux_ir=100,aux_com=1,dato=0;  
  
#int_rda fast  
void serial_isr()  
{  
  dato=getc(mipic);  
  
  if (dato!=0)  
  {  
    switch(comando)  
    {  
      case 1:  
        comando=dato;  
        break;  
  
      case 2:  
        ilum_amb=dato;  
        comando=1;  
        break;  
  
      case 3:  
        ilum_ir=dato;  
        comando=1;  
        break;  
    }  
  }  
}  
  
void main()  
{  
  setup_compare(1,COMPARE_PWM|COMPARE_TIMER3);  
  setup_compare(2,COMPARE_PWM|COMPARE_TIMER3);
```



```
setup_timer2(TMR_INTERNAL | TMR_DIV_BY_8,9999);  
setup_timer3(TMR_INTERNAL | TMR_DIV_BY_1,256);  
setup_uart(9600,mipic);
```

```
setup_adc_ports(NO_ANALOGS|VSS_VDD);  
setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);  
enable_interrupts(int_rda);  
enable_interrupts(intr_global);  
SETUP_WDT(wdt_on);  
ilum_amb=100;
```

```
SET_PWM_DUTY(1,ilum_amb);  
SET_PWM_DUTY(2,ilum_ir);
```

```
WHILE(TRUE)  
{  
  SET_PWM_DUTY(1,ilum_amb);  
  SET_PWM_DUTY(2,ilum_ir);  
  RESTART_WDT();  
  
  delay_ms(30);  
  enable_interrupts(int_rda);  
  enable_interrupts(intr_global);  
}  
}
```

## Código para la extracción de radios pupilares

Se muestra el segmento que compete únicamente a esta sección, con el fin de no incluir secciones de código que involucren acciones de generación y control de interfaz, para facilitar su entendimiento.

```
video=mmreader(carga_video);           // carga_video es la cadena identificadora del video correspondiente  
nf=video.numberofFrames;               // calcula el número total de frames  
tf=maketform('projective',matrix);     // crea la forma necesaria para realizar la corrección de perspectiva  
l=read(video,10);  
lcorr=imtransform(l,tf);  
figure(1)  
imshow(lcorr)  
g=ginput(2);                           // selecciona dos puntos para el recorte de la imagen
```

```
for i=10:nf  
  
  l=(rgb2gray(read(video,i)));  
  lcorr=imtransform(l,tf);  
  h=imcrop(lcorr,[g(1,:),g(2,:)-g(1,:)]);  
  h1=imopen(h, strel('disk',6));  
  h2=imclose(imadjust(h1), strel('disk',6));  
  h3=im2bw((255-h2),20/22);  
  i_edge=edge((h3),'canny');  
  i_fill=imfill(i_edge,'holes');  
  CC2=bwareaopen(i_fill,50);  
  CC3=bwmorph(CC2,'close');  
  CC=bwconncomp(CC3);
```



```
prop=regionprops(CC,'Perimeter','Area');

areas=[prop.Area];
perimetro=[prop.Perimeter];

circularidad=4*pi*areas./(perimetro.^2);
[val,idx]=min(abs(1-circularidad));

area_pupila=prop(idx).Area;

radio_pupilar(1,i)=sqrt(area_pupila/pi); // calcula el área (aproximación circular) y calcula radio
nombre='sujeto_x_color';
num=num2str(i);
imwrite(CC2,[nombre num '.jpg'])
end
```



## Apéndice E. Participación en congresos

Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica 2014, sede Paraná, Entre Ríos Argentina



### Instrumental Methodology for the Measurement of the Pupil Cycle Time using a Chromatic Slit Lamp

E. Suaste-Gómez, R. Mora-Martínez, E. Villareal-Calva, A.S. Sánchez-Sánchez

Center for Research and Advanced Studies of the National Polytechnics Institute, Department of Electrical Engineering, Bioelectronics Section. Mexico City, Mexico.

**ABSTRACT**

The Pupil Cycle Time analysis is a high validity topic and an open field in the clinical research. The use of chromatic stimuli for the evocation of this pupillary response has been poorly reported. In this work, the design of a whole system for the measurement of this parameter is discussed.

**INTRODUCTION**

The pupil is the aperture diaphragm of the iris whose task is control the amount of light which enters to the optical system of the eye. Its radius is in the range of 1 to 4 mm. It changes by luminous, pharmacologic or physiologic stimuli. One of the events of interest in the pupillary behavior is the Pupil Cycle Time (PCT) [1-3].

The PCT is defined as the time taken by the pupil to make a regular and persistent oscillation elicited by the presence of a slit lamp stimulus over its edge [4,5,6] (Figure 1). Early results about PCT quantifications say that the average value are in the range of 750 to 900 ms [4, 5, 7].



Fig. 1 Excitation method of the pupillary oscillation elicited by a slit lamp. From left to right, the slit is raised until it hits the edge of the pupil. With the stimulus in that fixed position, the pupil will contract. After that, it will dilate and again hits the slit lamp. On this way, a PCT is created.

The PCT has been a focus of attention in studies of an important variety of clinical diseases such as diabetes, leprosy, HIV and others [6], although, these test has always been made under white light stimuli, without comparative process among colors. This fact poses a question, Will be equals the responses evoked by white light and those with chromatic stimuli?

**METHODOLOGY**

The slit lamp is based in a RGB led as source light. In order to get the slit shape, an optical array was used. In the Figure 2, the schematic of that array is shown.

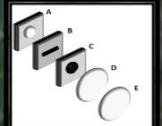


Fig. 2 Optical array for the construction of the slit lamp. A. Led source light with a convex lens B. Slit C. Circular Diaphragm D. Convex lens E. Convex lens

A surface mount RGB led was used. Their dominant length waves are located between 619 to 624 nm for the red color; 520 to 540 nm for the green color and 460 to 480 nm for the blue color. The luminous intensity of the led is regulated by pulse width modulation. Five colors with equal luminance were tested, in the Figure 3 all the chromatic combination are shown.

New chromatic stimulus might be created with additive mixture of three primary colors.



Fig. 3 Chromatic combinations. A. Color RED code 0xFF0000 B. Color GREEN code 0x00FF00 C. Color BLUE code 0x0000FF D. Color YELLOW code 0x808000 E. Color TURQUOISE code 0x008080

The combinations which are visually identical but spectrally different to monochromatic stimulus are named Metameric [8, 9]. The generation of this stimulation by a RGB led is easy, practical and versatile in contrast with the use of monochromators[10].

The chromatic light beam is placed in the edge of the pupil with help of the mechanical positioning system. This system has three degrees of freedom. The mechanical device is controlled by an electronic circuit based on a microcontroller, and this circuit is controlled by a graphic user interface (GUI) programed in the Matlab platform. The system was completely mounted on a motorized ophthalmic table (Figure 4).

In the GUI, the user controls the parameters of the test. The maximum luminance of every primary color was adjusted to a value of 0.5 cd/m<sup>2</sup> (at maximum duty cycle). All the chromatic combinations had a total (spectrally pure or metameric) luminance of 0.5 cd/m<sup>2</sup>. Videos were recorded by a Sony® Handycam DCR-SR42, in addition, an interface EasyCap Capture® was employed to digitalize the video signal.

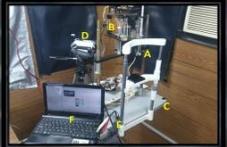


Fig. 4 The experimental array for the Pupil Cycle Time measurement. A. Slit lamp, B. Electromechanical positioner system, C. Table with ophthalmic support, D. Video recorder, E. Video recorder to PC interface, F. PC

In order to have a proper system operation, a suitable place for the experiment was chosen. The room needs to be free from luminous and strong noises. This fact is necessary to reduce undesirable pupillary responses. From the GUI, the user regulates the ambient illumination to a comfortable level which causes a pupillary radius close to 2 mm.

The digital image processing was done in a similar way used in early papers [11]. The steps are the next:

- Frame extraction
- Contrast enhancement and close
- Morphologic open and close
- Threshold segmentation
- Canny edge detector
- Fill edge
- Measurement of radius

After that, the signals from the videos were submitted to a digital treatment so as to obtain information about the PCT.

**RESULTS**

The whole system was tested in a healthy voluntary, 28 years old and he did not report any chronic or acute disease. The edge of the pupil was excited by five chromatic stimuli, every one of them identified by its RGB code and their common names. The curves of pupillary response versus time, for every color, are presented in the figure 5. After a filtering process, the peaks and valleys were detected in every curve by the calculus of the zero crossing function of the first derivative of the signal pupillary radius vs time. Afterward, the periods of time between successive critical points of the same nature were measured and averaged. Table 1 shows the results of this methodology.

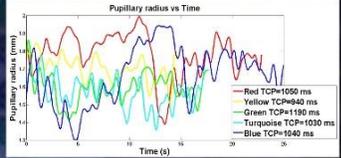


Fig. 5 Curves of pupillary behavior in response to every chromatic combination. Persistent oscillations are present.

Color	Code	Pupil Cycle Time (s)
Red	0xFF0000	1.05±0.10
Green	0x00FF00	1.19±0.36
Blue	0x0000FF	1.04±0.21
Yellow	0x808000	0.94±0.13
Turquoise	0x008080	1.03±0.16

Table 1 Results for the measurement of the PCT

**CONCLUSIONS**

The system has proven to be a capable tool for more extensive analysis of the Pupil Cycle Time in future investigations and clinical use.

The data of PCT released from this test are in the superior edge of the results in previous studies, which were done without a homogenous calibration of the luminance and only with white light stimuli. Instead these early studies [5-7], the stimuli used in this test were calibrated to a constant value

The glitches caused by blinks, head movements and others were ignored for the average process. The discrimination process was done by visual process and data from the pupil centroid (eye movements out of bounds).

Differences in response of white and chromatic stimuli could be found by the use of this system.

**REFERENCES**

1. L. Stark, P.M. Sherman "A sereno analytic study of consensual pupil reflex to light" Neurophys. 20:17, 1957
2. A. C. Guyton, "textbook of medical physiology", Elsevier Saunders, 11th edition, chap. 49, 2006
3. P. Henkind, R. S. Priest, G. Schiller, Compendium of ophthalmology. J.B. Lippincott, pp.417, 1983
4. R.A. Moses, Physiology of the eye: clinical application, CV. Mosby Company, 8<sup>th</sup> edition, pp. 340, 1987
5. P. A. Howarth, G. Heron, L. Whitaker "The measurement of pupil cycling time" Graefe's Arch Clin Exp, pp 826-832, 2000
6. S.D. Miller, H.S. Thompson, "Edge-light pupil cycle time" British Journal of Ophthalmology, pp 495-500, 1978
7. R. S. Manor, Y. Yassur, R. Sigall, I. Ben-Sira, "The pupil cycle time test: age variations in normal subjects" British Journal of Ophthalmology, 4th Annual Meeting Biomedical Engineering Society, Los Angeles, CA, 1981
8. G. Wyszecki, W. S. Stiles, Color science: Concepts and methods, quantitative data and formulae. Wiley Interscience Publication pp 117-121, 2000
9. D. Malacara "Color vision and colorimetry theory and applications", Spie Press, Chap. 3, 2002
10. R.F. Wolfenbuttel, T.A. Kwa "Integrated Monochromator fabricated in silicon using micromachining techniques" IEEE Solid-State Sensors and Actuators, 1991
11. F.M. Villalobos-Castaldí, E. Suaste-Gómez "A new spontaneous pupillary oscillation-based verification system" Journal of experts systems with applications, pp 5352-5362, 2013



## Referencias

- [1] S.D. Miller, H.S. Thompson. “*Edge-light pupil cycle time*” British Journal of Ophthalmology. pp 495-500. 1978
- [2] A. C. Guyton, “*Textbook of medical physiology*”. Elsevier Saunders, 11th edition, 2006
- [3] R. A. Moses, “*Adler’s Physiology of the eye: clinical application*”, C.V. Mosby Company, 8<sup>th</sup> edition 1987
- [4] U. Schiefer, W. Hart “*Clinical neuro-ophthalmology: A practical guide*” Springer Berlin 2007
- [5] C. Urbubia-Vicario “*Neurobiología de la visión*” Universidad Politécnica de a Catalunya. Barcelona 1997
- [6] J. Fernández Pérez, F.J. Alañon Fernández, S. Ferreiro López “*Oftalmología en atención primaria*”. Formación Alcalá. 2006
- [7] G.K. Lang “*Oftalmología texto y atlas en color*” Masson 2004
- [8] W. Kahle “*Atlas de anatomía con correlación clínica*” Editorial médica Paramericana. Madrid España 2005
- [9] P. Bard “*Fisiología médica*” La prensa médica mexicana. 11<sup>a</sup> edición México DF. 1966J. Fernández Pérez, F.J. Alañon Fernández, S. Ferreiro López “*Oftalmología en atención primaria*”. Formación Alcalá. 2006
- [10] R. Martínez-Memije. “*Metodología instrumental para el estudio e investigación de la variabilidad de la frecuencia cardiaca y la variación de áreas pupilares*” Tesis para obtener el grado de M. en C., Ingeniería Eléctrica, CINVESTAV, México D.F. 2002
- [11] H. Yoshida, H. Mizuta, T. Gouhara, Y. Suzuki, K. Yana, F. Okuyama. “*Statistical properties of simultaneously recorded fluctuations in pupil diameter and heart rate*” IEEE-EMBC and CMBEC. 1995
- [12] K.J. Bär, W. Greiner, T. Jochum, M. Friedrich, G. Wagner, H. Sauer. “*The influence of major depression and its treatment on heart rate variability and*



- 
- pupillary light reflex parameters” *Journal of Affective Disorders*. pp 245-252. Elsevier 2004
- [13] D. Pittasch, R. Lobmann, W. Behrens-Baumann, H. Lehnert “*Pupil Signs of Sympathetic Autonomic Neuropathy in Patients With Type 1 Diabetes*” *Epidemiology, Health Services, Psychoocial Research*. 2002
- [14] M. Lishner, S. Akselrod, V. Mor-Avi, O. Oz, M. Divon, M. Ravid. “*Spectral analysis of heart rate fluctuations A non-invasive, sensitive method for the early diagnosis of autonomic neuropathy in diabetes mellitus*” *Journal of autonomic nervous system*. 1987
- [15] Z. Ori, G. Monir, J. Weiss, X. Sayhouni, D.H. Singer. “*Heart rate variability, frequency domain analysis*” *Cardiology Clinic* 1992
- [16] C.N. Martyn, D.J. Ewing “Pupil cycle time: a simple way of measuring an autonomic reflex”. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*. pp 771-774. 1986
- [17] R. S. Manor, Y. Yassur, R. Siegal, I. Ben-Sira. “*The pupil cycle time test: age variations in normal subjects*” *British Journal of Ophthalmology*, 4th Annual Meeting Biomedical Engineering Society, Los Angeles, CA, 1981
- [18] S.D. Miller, H. S. Thompson “*Pupil cycle time in optic neuritis*” *American Journal of Ophthalmology*. 1978
- [19] G. N. Dutton, J.A. Garson, R.B. Richardson “*Pupillary fatigue in myasthenia gravis*” *Transactions in Ophalmolgy*. 1982
- [20] H. MacLean, B. Dhillon “*Pupil cycle time and human immunodeficiency virus (HIV) infection*” *Eye*. 1993
- [21] J.M. Weinstein, J.C. Gilder, H.S. Thompson “*Pupil cycle time in optic nerve compression*”. *American Journal of Ophthalmology*. 1980
- [22] R.S. Manor, Y. Yassur, I. Ben-Sira “*Pupil cycle time in space occupying lesions of anterior optic pathway*” *Ann. Ophthalmology*. 1982
- [23] A.B. Safran, A. Walser, A. Roth, G. Gauthier “*Influence of central depressant drugs on pupil function: an evaluation with the Pupil Cycle Induction Test*”. *Ophthalmologica* 1981
-



- [24] W.I. MacDonald, D. Barnes. *“The ocular manifestations of multiple sclerosis”* Journal of neurology, neurosurgery and psychiatry. 1992
- [25] L. Bojic, S. Cagalj, G. Racic, K. Karaman-Kraljevic *“Cardiovascular reflex testing and pupil cycle time in open-angle glaucoma”*. Ophthalmologica. 1993
- [26] C.V. Clark, R. Mapstone *“Pupil cycle time in primary closed-angle glaucoma”*. Canadian Journal of Ophthalmology 1986
- [27] Taranpreet-Kaur ,A. Suchitra-Devi , M. Satyabhama-Devi *“A comparative study of Edge light pupil cycle time in type-II diabetes mellitus patients and normal subjects”* IOSR Journal of Dental and Medical Sciences 2014
- [28] S.C. Blumen, V. Feiler-Ofry, A.D. Korczyn. *“The pupil cycle time in Horner's síndrome”*. Journal of Clinical Neuroophthalmology. 1986
- [29] M.A. Karaçorlu, Z. Sürel, T. Cakiner, E. Hanyaloglu, T. Saylan, C. Mat. *“Pupil cycle time and early autonomic involvement in ocular leprosy”*. British Journal of Ophthalmology.1991
- [30] S. Ghosh, S.T. Avadhany *“A study of pupil cycle time (pct) in altered state of nutrition in indian male”*. Indian Journal of Physiology and Pharmacology. 2013
- [31] D. Malacara *“Color vision and colorimetry theory and applications”*. Spie Press. Chap. 3. 2002
- [32] G. Wyszecki, W. S. Stilles, *Color science: “Concepts and methods, quantitative data and formulae”*. Wiley Interscience Publication. 2000
- [33] S.H. Swartz *“Visual perception, a clinical orientation”* Appleton & Lange. 1994
- [34] M.D. Fairchild *“Color appearance models”* John Willey & Sons. Chichester U.K. 2013
- [35] G. Waldman *“Introduction to Light: The Physics of Light, Vision, and Color”* Prentice Hall. New York 2002
- [36] P. Gouras *“The perception of color, Vision and visual dysfunction vol. 6”* Macmillan Press. London 1991.



- [37] E. Chorro-Calderón “*Procesado cortical y uniformidad del espacio de color: hacia una métrica euclídea para las diferencias de color*” Tesis para obtener el grado de Doctor. Universidad de Alicante, Departamento de Física, Ingeniería de Sistemas y Teoría de la Señal. 2011
- [38] A.K. Jain “*Fundamentals of digital image processing*”. Prentice Hall. 1989 New Jersey
- [39] R. C. Gonzalez “*Digital image processing*”. Addison-Wesley. New York 1992
- [40] J.J. Craig. “*Introduction to Robotics: Mechanics and Control*” Addison-Wesley, 1986
- [41] H. Reyes-Cruz. “*Modelado y simulación del comportamiento pupilar, comparado con registros reales de personas (parpadeo, hippus y estímulo sonoro)*” Tesis para obtener el grado de M. en C., Ingeniería Eléctrica, CINVESTAV, México D.F. 2011
- [42] G. D. Canul Gómez, “*Desarrollo de una fuente de luz monocromática en el rango de 340 a 700 nm para el análisis clínico del tiempo de ciclo pupilar (pupil cycle time)*” Tesis para obtener el grado de M. en C., Ingeniería Eléctrica, CINVESTAV, México D.F. 2009
- [43] F. G. Meijer, K. B. Blaaoev, A. B. Blagoev “*One - meter double - pass monochromator*” IEEE Applied Electromagnetism, 2000
- [44] E. Villarreal Calva, “*Desarrollo de un perímetro cromático automatizado objetivo de área macular y retina periférica próxima*” Tesis para obtener el grado de M. en C., Ingeniería Eléctrica, CINVESTAV, México D.F. 2012
- [45] W.H. Hollinshead “*Textbook of Antomy 3rd edition*” Harper & Row. Maryland USA 1974
- [46] R.D. Sinelnikov “*Atlas de Anatomía Tomo III*” Mir. URSS 1977
- [47] D.G. Vaughan, T. Asbury, P.Riordan-Eva “*Oftalmología General*” 12<sup>a</sup> edición. Manual Moderno. México D.F. 1999
- [48] A.K. Jain “*Fundamentals of digital image processing*”. Prentice Hall. 1989 New Jersey



- 
- [49] R. C. Gonzalez “*Digital image processing*”. Addison-Wesley. New York 1992
- [50] A.D. Kulkarni “*Computer vision and fuzzy neural systems*” 2001
- [51] E.R. Davies “*Machine Vision: Theory, Algorithms and Practicalities*”. Elsevier. San Francisco. 2005
- [52] W.E. Snyder , Qi Hairong. “*Machine visión*”. Cambridge University Press, Cambridge. 2004.