



INAOE

Evaluación Objetiva de la Agudeza Visual

por

María Guadalupe Varillas Tepetzi

Tesis sometida como requisito parcial para obtener el
grado de

**MAESTRO EN CIENCIAS EN LA
ESPECIALIDAD DE ÓPTICA**

en el

Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica.

Supervisada por:

Dr. Eduardo Tepichín Rodríguez, INAOE.
Dra. Estela López Olazagasti, INAOE.

SEPTIEMBRE 2011.

Tonantzintla, Puebla

©INAOE 2011

Derechos Reservados

El autor otorga al INAOE el permiso de
reproducir y distribuir copias de esta tesis en su
totalidad o en partes mencionando la fuente.



RESUMEN

La agudeza visual (AV) del ojo humano se considera generalmente como el factor más importante de la habilidad del ojo para ver objetos, leer textos e interpretar símbolos, y está directamente relacionado con la calidad de la imagen percibida por el paciente. La agudeza visual es la valoración de la capacidad del ojo para resolver la forma y el detalle de un objeto. Tradicionalmente, la calidad de la visión humana es evaluada por una prueba subjetiva en la que el examinador pide al paciente que lea una serie de caracteres de diferentes tamaños, que se encuentran a cierta distancia del paciente. Por lo general, tenemos que garantizar que el ángulo subtendido de visión sea de 5 minutos de arco, lo que implica un objeto de 8.8 mm de altura debe estar ubicado a 6 metros (agudeza visual normal o 20/20). Estos caracteres constituyen lo que se conoce como la Carta de Snellen, generalmente utilizada para evaluar la resolución espacial de los ojos humanos. El mencionado proceso de identificación de los caracteres se lleva a cabo por medio del sistema ojo-cerebro, dando una evaluación de la capacidad visual subjetiva. En este trabajo consideramos al ojo como un sistema de formación de imagen aislado, y mostramos que es posible aislar la función del ojo de la del cerebro en este proceso. Conociendo la respuesta al impulso del ojo, podemos obtener la imagen retiniana de la Carta de Snellen simultáneamente. A partir de esta información, se obtiene el rendimiento de manera objetiva del sistema del ojo como un sistema óptico bajo prueba. Este tipo de resultados pueden ayudar a detectar situaciones anómalas de la visión humana.

ABSTRACT

The visual acuity (VA) of the eye is generally considered as the most important factor for the ability of the eye in seeing objects, reading text and interpreting symbols, and is directly related to the quality of the image perceived by the patient. The visual acuity is the assessment of the eye's capability to resolve the shape and detail of an object. Traditionally, the quality of the human vision is evaluated by a subjective test in which the examiner asks the patient to read a series of characters of different sizes, located at a certain distance of the patient. Typically, we need to ensure a subtended angle of vision of 5 minutes of arc, which implies an object of 8.8 mm high located at 6 meters (normal or 20/20 visual acuity). These characters constitute what is known as the Snellen chart, universally used to evaluate the spatial resolution of the human eyes. The mentioned process of identification of characters is carried out by means of the eye-brain system, giving an evaluation of the subjective visual performance. In this work we consider the eye as an isolated image-forming system, and show that it is possible to isolate the function of the eye from that of the brain in this process. By knowing the impulse response of the eye's system we can obtain, in advance, the image of the Snellen chart simultaneously. From this information, we obtain the objective performance of the eye as the optical system under test. This type of results might help to detect anomalous situations of the human vision.

Agradecimientos

Durante el tiempo de elaboración de esta de investigación, muchas personas han dado alguna contribución a mi trabajo, ya sea brindándome un consejo, un comentario, su amistad o apoyo. Sin su ayuda a este trabajo no hubiera sido posible.

En primer lugar quiero dar las gracias a mi director de tesis Dr. Eduardo Tepichín Rodríguez, por darme la oportunidad de desarrollar este tema en su grupo de investigación, al proponer y dirigir este trabajo de tesis, por su asesoría y comentarios, para su elaboración, y por su enorme paciencia durante el desarrollo del mismo.

Al Dr. Marco Antonio Rosales Medina (Julio 2010[†]) por su invaluable aportación al inicio de este proyecto, por su amabilidad y consideración.

A mi codirectora, Doctora Estela López Olazagasti por sus explicaciones, apoyo y entusiasmo para la elaboración de este trabajo, así como por todas las veces que me ha llevado en su auto para acercarme a mi transporte.

A la Doctora Rosibel Carrada Legaria por compartir conmigo su tiempo y sus conocimientos, por su paciencia y alegría, por escucharme y brindarme su apoyo en tiempos difíciles, dentro y fuera del área académica, pero en particular por su actitud optimista que siempre me levanto el ánimo cuando más lo necesite.

A la Doctora Sandra Eloísa Balderas Mata, Doctor Luís Raúl Berriel Valdós, Doctor Julián David Sánchez de la Llave por fungir como sinodales de este trabajo, así como por sus valiosos comentarios y sugerencias para su mejoramiento.

Al Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica, INAOE, por la beca de superación académica otorgada sin la cual hubiera sido más difícil lograr esta meta.

A la Sra. Iracema Cabañas Arizmendi por su tiempo y apoyo en la asistencia de mi práctica de laboratorio a pesar de ya no trabajar en el instituto.

A la Lic. Yolanda Monterrosas Castillo por su apoyo y amistad durante tanto tiempo.

A mis amigos de equipo de laboratorio, Javier y Miguel por el apoyo y amistad brindada.

A los integrantes del grupo de investigación del Laboratorio de Ciencias de la Imagen y Física de la Visión por sus comentarios y sugerencias durante la revisión de este trabajo.

Al proyecto Conacyt 98777 por el apoyo económico otorgado para la inscripción de este trabajo en el 22nd General Congress of the International Commission for Optics (ICO-22), Puebla, México Agosto, 2011.

Contenido

CAPITULO	Página
1 Introducción	1
2 Conceptos Básicos de Frente de Onda	3
2.1 Sistemas Lineales	3
2.2 Aberración de Frente de Onda	5
2.3 PSF, OTF, MTF	7
3 El Ojo Humano	11
3.1 Anatomía Ocular	11
3.2 Defectos de Refracción del Ojo Humano	15
3.3 Agudeza Visual	18
4 Carta de Snellen	19
4.1 Fracción de Snellen	22
4.2 Representación de la Imagen Retinal	23
5 Diseño y Simulación de la Carta de Snellen Digital	25
5.1 Angulo Visual y ciclos	25
5.2 Construcción de la Carta Visual	27
5.2.1 Calibración de la Función de Punto Extendido (PSF)	30
5.3 Simulación de la AVO con algunos Polinomios de Zernike	32
6 Resultados Clínicos	41
7 Conclusiones	55
Apéndice	56
Lista de Figuras	59
Referencias	62
Trabajos Presentados	65

PREFACIO

En la prueba de Agudeza Visual el examinador le pide al paciente leer una serie de caracteres de diferentes tamaños, localizados a una distancia específica del paciente (20 pies ó 6 metros), una persona con una visión normal 20/20, a esta distancia puede resolver una letra con una altura de 8.8 mm; en una carta de Snellen, la cual contienen alrededor de 10 líneas de letras en tamaño progresivo. El mencionado proceso de identificación de caracteres es realizado por medio del sistema ojo-cerebro obteniendo una evaluación del desempeño visual subjetivo. En este trabajo consideramos al ojo como un sistema formador de imágenes aislado, y mostramos que es posible separar la función del ojo del cerebro en este proceso, para lo cual se presenta un modelo de ojo simplificado, con un solo elemento refractivo (lente) que representa la características más importantes del sistema óptico del ojo humano bajo consideración, haciendo uso de la teoría de la óptica de Fourier para obtener la respuesta al impulso del sistema óptico del ojo, y generando un programa computacional que construye la imagen de una carta visual digital con una métrica adecuada a las diferentes escalas de los caracteres de la carta de Snellen, para después realizar la convolución entre ambas imágenes, de esta forma obtenemos el desempeño objetivo del ojo como sistema óptico bajo prueba.

CAPÍTULO 1

Introducción

La calidad visual afecta la calidad de vida del ser humano, los defectos en la vista causan cambios considerables en la vida de quien los padece, es por eso que se recomienda una valoración ante cualquier alteración en la percepción visual. Tradicionalmente la evaluación del buen funcionamiento del sistema ocular se realiza por medio de la prueba de agudeza visual. La agudeza visual es una de las más importantes variables en los estudios clínicos y es frecuentemente utilizada como un factor decisivo para la intervención médica o quirúrgica. La agudeza visual se define como la capacidad para resolver detalles finos; y específicamente para leer letras o formas en una carta visual estándar o carta de Snellen que contienen estructuras u optotipos (letras) progresivamente más pequeñas, el tamaño de las letras que pueden ser reconocidas es una medida del desempeño del sistema óptico del ojo. Esta prueba está limitada por la necesidad de la respuesta subjetiva del paciente debido a que involucra la interpretación del cerebro y por lo tanto no puede representar la calidad del sistema óptico ocular. Dentro del trabajo de esta tesis consideramos al ojo como un sistema aislado formador de imágenes, y mostramos que es posible separar la función del ojo del proceso visual ojo-cerebro. Conociendo la respuesta al impulso del sistema óptico del ojo, podemos obtener simultáneamente la imagen de una carta de Snellen, de esta forma obtenemos el desempeño objetivo del ojo como un sistema óptico aislado bajo prueba, a lo que llamamos agudeza visual objetiva. Para calcular el valor real de la agudeza visual objetiva tenemos que tener una carta de referencia perfectamente caracterizada. Varias patentes existen en la literatura que explica cómo construir esta tabla de referencia para la simulación numérica.

A principios del siglo XIX, Purkinje y Young utilizaron letras de tamaños distintos para determinar la capacidad de distinguir objetos. El 1863 el profesor Hermann Snellen de Utrecht desarrollo su prueba clásica de letras creando una carta visual que se utiliza aun hasta nuestros días [28]. La identificación correcta de las letras en

la prueba de Snellen es la observación de los espacios en blanco que existen entre los elementos negros de las letras.

El propósito general de este trabajo es representar y validar en forma grafica la agudeza visual objetiva del ojo humano, tomando como base las medidas del mapa de aberraciones de ojos humanos obtenidos por medio de aberrómetros antes o después de alguna corrección visual vía cirugía o mediante el uso de gafas, poniendo especial atención en el ojo normal mexicano. Por lo tanto el objetivo particular de este trabajo de tesis es la elección de una adecuada métrica que nos permita obtener un valor numérico de la agudeza visual objetiva, que este en perfecta concordancia con el valor numérico de la agudeza visual subjetiva. Para tal efecto se realizara un programa de software que permita la representación computacional de una carta visual de Snellen y la simulación de la visión percibida por un individuo con sin/algún defecto refractivo en su sistema visual. Para lograr nuestro objetivo, este trabajo está organizado de la siguiente manera: En el capítulo 2 se hace un resumen de la teoría utilizada en óptica para evaluar el funcionamiento de sistemas formadores de imágenes así como la representación de las aberraciones monocromáticas oculares.

En el capítulo 3 se hace una breve descripción de la anatomía del ojo humano y se dan las definiciones fundamentales de las ametropías así como su corrección mediante el uso de lentes.

El capítulo 4 se presenta un análisis de la carta visual particularmente de la carta de *Snellen*, también se hace una comparación del procedimiento para medir de la agudeza visual con rejillas.

En el capítulo 5 se hace la simulación computacional de la carta visual estándar de Snellen, y la representación de la agudeza visual objetiva de lo que el sistema ocular detectaría al observar una carta de Snellen con algún error refractivo en su sistema visual, y en el capítulo 6 se presentan algunos resultados con datos clínicos.

Finalmente el capítulo 7 presenta las conclusiones obtenidas de este trabajo así como una perspectiva del trabajo a futuro.

CAPÍTULO 2

Conceptos Básicos de Frente de Onda

Considerando al ojo como un sistema óptico aislado formador de imágenes, las transformaciones visuales para la formación de la imagen de algún objeto sobre la retina puede ser representada por medio de sistemas lineales.

2.1 Sistemas Lineales

De manera general, un sistema se define como un conjunto de funciones de entrada mapeadas o transformadas a un conjunto de funciones de salida. El operador matemático para representar un sistema es $S\{\}$, por ejemplo si $f_1(x_1, y_1)$ representa la función de entrada a un sistema y $g_2(x_2, y_2)$ su correspondiente función de salida, las dos funciones se relacionan por la ecuación (2.1) [1, 2]:

$$S\{f_1(x_1, y_1)\} = g_2(x_2, y_2). \quad (2.1)$$

Para que un sistema sea lineal debe de cumplir con el principio de superposición, el cual expresa que significa que la respuesta general a la combinación lineal de estímulos es simplemente la misma combinación lineal de la respuesta individual. El *principio de superposición* se expresa por medio de la ecuación (2.2) donde a y b son constantes [1,2]:

$$S\{af_1(x_1, y_1) + bf_2(x_1, y_1)\} = aS\{f_1(x_1, y_1)\} + bS\{f_2(x_1, y_1)\}. \quad (2.2)$$

Otro principio importante de los sistemas lineales aplicados a la óptica del ojo es el *principio de linealidad*. Una transformación lineal T entre un vector de entrada y un vector de salida debe de satisfacer la homogeneidad que se expresa en la ecuación (2.3):

$$T(a \bullet \vec{f}) = a \bullet T(\vec{f}), \quad (2.3)$$

para todo vector $\vec{f}$ y todos los valores escalares a . Las componentes del vector y los escalares pueden ser reales o complejos [3].

Sistemas Invariantes

Un sistema es invariante al desplazamiento (i.e. es decir fijo o estacionario), si el efecto causado por un desplazamiento en la posición de entrada es igual al desplazamiento en la posición de salida; es decir, cambiando la posición de entrada, cambia únicamente la posición de salida sin alterar su forma funcional tal y como se especifica en las ecuaciones (2.4) y (2.5) [1]:

$$S\{f(x)\} = g(x), \quad (2.4)$$

$$S\{f(x-x_0)\} = g(x-x_0), \quad (2.5)$$

en donde x_0 es real y constante.

2.2 Aberración de Frente de Onda

Para un sistema limitado por difracción, la onda emergente sobre la pupila de salida podría ser una esfera perfecta convergente al punto imagen, el cual es el centro de la esfera de referencia de radio R . La onda esférica emergente en la pupila de salida es de la forma $\frac{e^{(-ikR)}}{R}$. Si la onda emergente no es una esfera perfecta, la función del frente de onda puede ser escrita como en la ecuación (2.6) [4]:

$$P(\xi, \eta; x', y') \frac{e^{-ikR}}{R}, \quad (2.6)$$

donde $P(\xi, \eta; x', y')$ representa la desviación del frente de onda de la esfera de referencia centrada en el punto (x', y') sobre el plano imagen y (ξ, η) son las coordenadas de la pupila de salida, tal y como se muestra esquemáticamente en la figura 2.1.

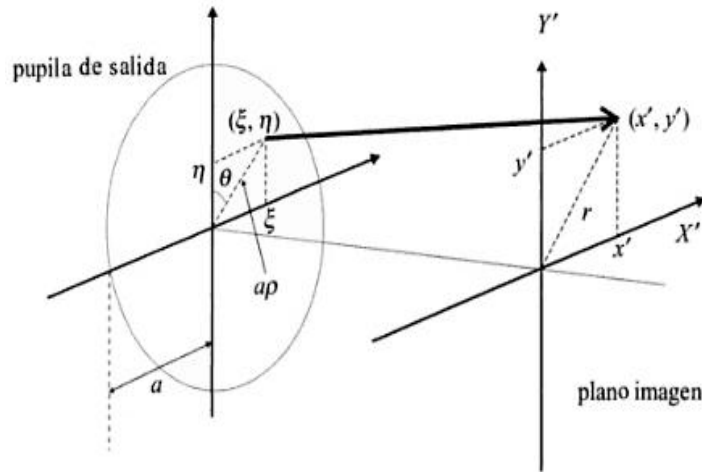


Figura 2.1 Sistema de coordenadas para la función de pupila generalizada.

La función $P(\xi, \eta; x', y')$ es llamada función de pupila generalizada. Su fase es la función de aberración del frente de onda, W , del sistema, ver figura 2.2. Su amplitud, A , es una medida de la no uniformidad de la onda emergente. Para una lente con aberraciones como lo es el ojo humano la función de aberración W , se describe en la ecuación (2.7) [4].

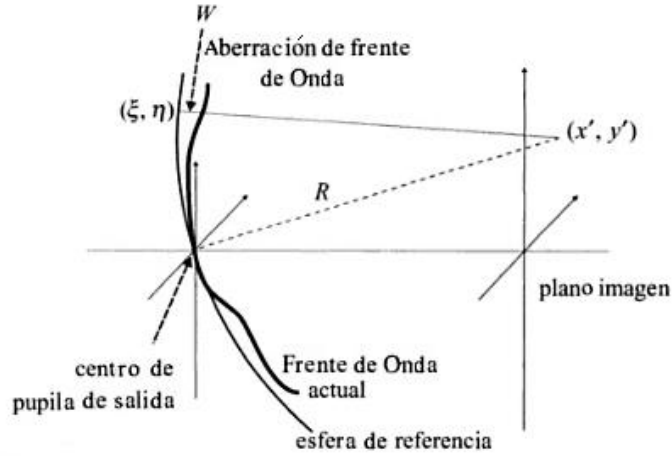


Figura 2.2 La desviación W , es llamada aberración del frente de onda.

$$P(\xi, \eta; x', y') = A(\xi, \eta; x', y') \exp[ikW(\xi, \eta; x', y')]: \quad (2.7)$$

Claramente la función $W(\xi, \eta; x', y')$ expresa la deformación del frente de onda de el frente de onda esférico ideal. La función de aberración del frente de onda, W , puede ser expandida, utilizando una serie de polinomios [5, 6]. Una buena alternativa, son los polinomios de Zernike los cuales son un conjunto de funciones ortogonales sobre un círculo unitario [7 -10]. Formalmente tiene la forma de la ecuación (2.8):

$$W(\rho, \theta) = \sum_{n=0}^k \sum_{\substack{m=-n \\ n-|m|=\text{par}}}^n c_n^m Z_n^m(\rho, \theta), \quad (2.8)$$

donde $W(\rho, \theta)$ es una representación polar de una onda aberrada, Z_n^m es un polinomio particular de Zernike, ρ es la distancia del centro de la pupila y varía entre 0 a 1, θ es una medida en radianes y su rango va de 0 a 2π . En este trabajo se utiliza la notación de acuerdo con la norma ANSI [11].

La función polinomial Z_n^m de Zernike está definida por la ecuación 2.9:

$$Z_n^m(\rho, \theta) = \begin{cases} N_n^m R_n^{|m|} \cos(m\theta), & m \geq 0 \\ N_n^m R_n^{|m|} \sin(|m|\theta), & m < 0 \end{cases}, \quad (2.9)$$

donde $R_n^{|m|}$, es una función de ρ , N_n^m es un término de normalización y $R_n^{|m|}$ está dado por la ecuación 2.10:

$$R_n^{|m|}(\rho) = \sum_{s=0}^{(n-|m|)/2} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s! [0.5(n+|m|)-s]! [0.5(n-|m|)-s]!} \rho^{n-2s}. \quad (2.10)$$

Los primeros dos términos representa el defoco y el tilt respectivamente, los siguientes cinco términos las aberraciones de Seidel: aberración esférica, astigmatismo, curvatura, coma, y distorsión son algunas de las aberraciones que forman el frente de onda aberrada y del cual se puede calcular la agudeza visual así como otros datos [12 -17].

2.3. PSF, OTF, MTF.

Conociendo la función de pupila generalizada es posible calcular la función de punto extendido o PSF (acrónimo de su denominación en inglés: *Point Spread Function*), la cual especifica la calidad de la imagen formada por un sistema óptico y

proporciona una descripción completa de la calidad de la imagen retinal para una longitud de onda λ , dada.

La PSF es la imagen que un sistema forma de una fuente puntual y es por definición la respuesta al impulso de un sistema óptico. La PSF para iluminación incoherente, del sistema se calcula como el módulo de la transformada de Fourier de la función de pupila y se define en la ecuación (2.11) [2], como

$$PSF(x, y) = \frac{1}{\lambda^2 d^2 A_p} \left\| FT \left\{ P_0(x, y) e^{-i \frac{2\pi}{\lambda} W(x, y)} \right\}_{f_x = \frac{x}{\lambda d}, f_y = \frac{y}{\lambda d}} \right\|^2, \quad (2.11)$$

donde FT es el operador de la transformada de Fourier, d es la distancia de la pupila a la imagen y A_p es el área de la pupila de salida.

La función de transferencia óptica u OTF (acrónimo de su denominación en inglés *Optical Transfer Function*) describe en que forma la frecuencia individual que constituyen los objetos se transforma por el ojo en los correspondientes armónicos de la imagen. La forma matemática de la OTF se define como la transformada de Fourier de la PSF [2] y se expresa en la ecuación (2.12):

$$OTF(v_x, v_y) = FT \left\{ PSF(x, y) = \frac{1}{\lambda^2 d^2 A_p} \left\| FT \left\{ P_0(x, y) e^{-i \frac{2\pi}{\lambda} W(x, y)} \right\}_{f_x = \frac{x}{\lambda d}, f_y = \frac{y}{\lambda d}} \right\|^2 \right\}. \quad (2.12)$$

El módulo, es decir, el valor absoluto de la OTF, es llamada función transferencia de modulación ó MTF (acrónimo de su denominación en inglés *Modulation Transfer*

Function) y describe el contraste de la imagen después de que ha sido procesada por el sistema óptico. Matemáticamente se expresa por la ecuación (2.13):

$$MTF(v_x, v_y) = |OTF(v_x, v_y)|. \quad (2.13)$$

La convolución es uno de las más importantes operaciones en el procesamiento de señales y en el análisis de sistemas. El operador de convolución es denotado por un asterisco, como se describe en la ecuación (2.14):

$$f(x, y) \otimes g(x, y) \equiv \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(u, v) g(x-u, y-v) du dv. \quad (2.14)$$

Finalmente, para calcular la imagen generada por el ojo sobre la retina (imagen retiniana), usamos la convolución de la imagen de prueba simulada y la PSF del sistema óptico del ojo o grupo de ojos bajo estudio [7,9].

Para poder calcular la PSF, en este trabajo se hace una representación del ojo en una forma simplificada con un solo elemento refractivo, es decir, se propone un modelo óptico que exhibe las características más relevantes bajo nuestra consideración [18-22]. Suponemos que todo el sistema óptico del sistema visual puede ser descrito como una sola lente, para este trabajo se utiliza una lente con 6 mm de diámetro, y una distancia focal localizada desde la fovea de 22.6 mm a la lente. Por lo tanto, la salida del aberrómetro se usa como la pupila de entrada de nuestro modelo óptico, que suponemos iluminado con luz de longitud de onda de 550 nm, tal y como se muestra esquemáticamente en la figura 2.3.

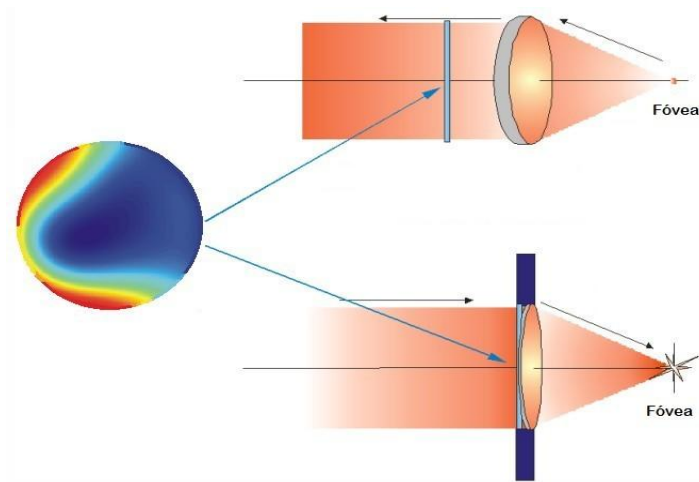


Figura 2.3 Diagrama Esquemático del Sistema Óptico.

Hasta aquí se ha dado en resumen general de conceptos de frente de onda y sistemas lineales aplicados a la óptica del ojo, en el siguiente capítulo se hará un breve resumen de la anatomía del ojo humano.

CAPÍTULO 3

El ojo humano

El ojo humano es un órgano con una alta sensibilidad a la energía radiante del rango espectral entre los 400-700 nanómetros, el cual es conocido como espectro visible. [21].

En esencia el ojo humano se puede considerar como un sistema óptico de lentes que forma una imagen real en una superficie sensible a la luz. El sistema óptico del ojo está compuesto por tres principales componentes la cornea, el iris y la lente, la estructura de la anatomía de estas tres componentes son complejas, extensas y su descripción se encuentra fuera del alcance de este trabajo. Sin embargo, como ya se mencionó anteriormente trabajaremos con un modelo simplificado. Dada su importancia se hará una breve descripción de sus propiedades ópticas. Esto debido a que en un trabajo a futuro se planea sofisticar el modelo para incluirlas.

3.1 Anatomía Ocular

El ojo es aproximadamente esférico con un diámetro externo de 24 mm. El globo o bulbo ocular consta de tres cubiertas concéntricas: 1) una túnica fibrosa externa, protectora, que comprende la córnea y la esclerótica; 2) una túnica media, vascular y pigmentada, llamada con frecuencia úvea que comprende el iris, el cuerpo ciliar y la coroides y 3) una túnica interna llamada retina [22]. Los tres principales componentes que forman el sistema óptico del ojo son: Córnea, iris y el cristalino o lente, tal y como se muestra esquemáticamente en la figura 3.1.

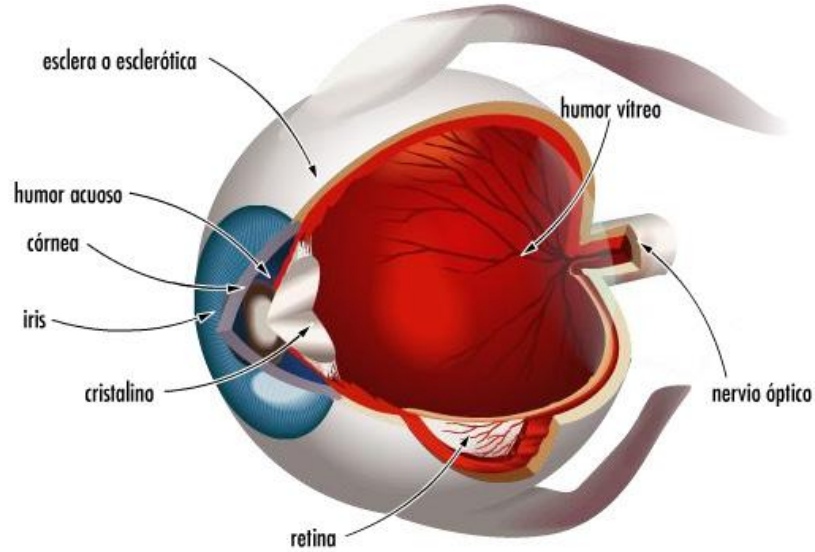


Figura 3.1. Estructura de un ojo humano.

Más de dos tercios de la refracción del ojo se deben a la córnea, la córnea es la superficie transparente del ojo, su grosor es de alrededor de 0.5 a 0.6 milímetros en el centro y de 1 milímetro en la periferia. Su índice de refracción es de 1.376 y su primera superficie tiene un radio de curvatura de 7.7 mm. Cuando la córnea, presenta una curvatura mayor en un meridiano que en los otros no, se presenta un error refractivo llamado *astigmatismo* [22].

El iris es un diafragma circular pigmentado, situado por delante del cristalino y delimita un orificio llamado pupila, la pupila puede dilatarse hasta 8 mm con luz tenue y para luz brillante la apertura de la pupila puede disminuir hasta 2 milímetros. Después que la luz pasa a través de la pupila entra por la lente, e.g. cristalino la cual no solo provee poder adicional, si no que es también responsable del poder de acomodación del ojo. El diseño y cambio de tamaño del cristalino, durante la acomodación están bajo el control de los músculos ciliares [21,22].

El cristalino contribuye aproximadamente a un tercio de la refracción del ojo. Es una lente convergente que está posicionada inmediatamente detrás del iris, suspendida del cuerpo ciliar por fibras zonulares se compone de aproximadamente un 66% de agua y 33% de proteína tiene un grosor de alrededor de 4 mm y un diámetro de 9 mm. El cristalino tiene un doble propósito, proporcionar el poder refractivo del ojo y proporciona un mecanismo de enfoque fino de la luz incidente sobre la retina, para enfocar a diferentes distancias [21,22].

La retina se encuentra en la parte trasera del ojo sobre la cual la imagen visual es formada por la córnea y la lente. La retina contiene células discretas llamadas fotorreceptores, que están densamente empaquetados en mosaico aproximadamente hexagonal, la distancia entre receptores en la fovea es aproximadamente de 0.5 minutos de arco. Existen dos tipos diferentes de fotorreceptores en la retina: los conos y los bastones, hay aproximadamente 5 millones de conos y 100 millones de bastones en cada ojo [22]. En la parte central de la fovea, todos los fotorreceptores son de un tipo similar, llamados "conos", los cuales son responsables de la visión en color y trabajan con luz brillante (visión fotópica). El espacio entre conos es llenado con otro tipo de pequeños receptores llamados "bastones", los cuales son responsables de la visión acromática y trabajan con niveles bajos de luz (visión escotópica) [24].

Un esquema de la retina, así como de los fotorreceptores conos y bastones se muestra esquemáticamente en la figura 3.2 [23].

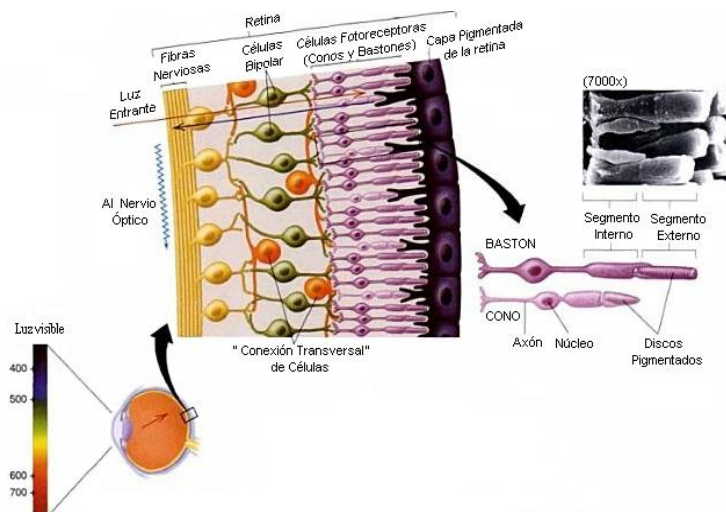


Figura 3.2. Estructura de la Retina. Acercamiento de Fotorreceptores (conos y bastones) [23].

Desde un punto de vista óptico, la retina podría ser descrita como la pantalla sobre la cual la imagen es formada. La curvatura de la retina tiene dos ventajas, la primera es que las imágenes formadas por el sistema óptico tienden a tener superficies curvas. Segundo, la curva vertiginosa o amplia pendiente de la retina es capaz de cubrir un amplio campo de visión que de otro forma no sería posible [24].

Hasta aquí hemos descrito la anatomía del ojo humano de una forma básica pero clara que nos permita entender el funcionamiento óptico del ojo. En la siguiente sección se describe brevemente los defectos refractivos más comunes del ojo humano así como su corrección mediante lentes.

3.2 Defectos de Refracción del Ojo Humano

Emetropía y Ametropía

Cuando los rayos de luz paralelos que inciden en un globo ocular enfocan a nivel de la retina, dicha condición se conoce como emetropía ú ojo normal (ver figura 3.3). Si, por el contrario, estos rayos de luz no enfocan en la retina, se habla entonces de ametropía o error refractivo [25].

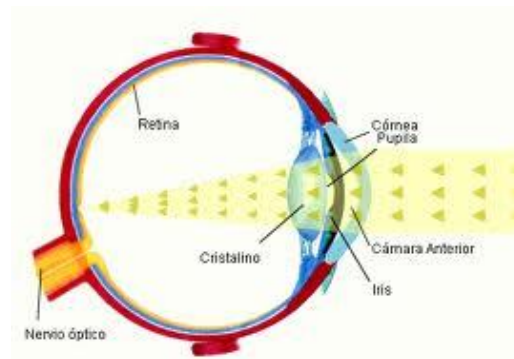


Figura 3.3. Estructura de un ojo normal.

La ametropía se divide en ametropía esférica (miopía o hipermetropía) y astigmatismo. En la ametropía esférica el sistema refractivo del ojo es simétrico alrededor de su eje óptico por eso es capaz de formar una imagen nítida, pero la retina no está en la posición correcta, en términos simples la longitud axial del ojo y su longitud focal no están alineadas [25].

En la ametropía esférica el foco principal se encuentra por delante (MIOPÍA, figura 3.4a), o por detrás de la retina (HIPERMETROPÍA, figura 3.4b), y cuanto más retirado esté de la retina mayor será la ametropía; o bien, pierde su característica puntiforme para formar dos líneas focales principales perpendiculares entre sí (ASTIGMATISMO, figura 3.4c).

Miopía (vista corta)

Cuando los rayos paralelos de luz forman su foco enfrente de la retina, esta condición recibe el nombre de miopía, del significado griego mirar con los ojos medio cerrados [24, 25]. En este error refractivo el globo ocular es largo o la córnea es demasiado curva (ver figura 3.4a).

Hipermetropía (vista lejana)

La hipermetropía es el error de refracción en que, con la acomodación relajada, los rayos paralelos de luz convergen hacia un foco detrás de la retina (ver figura 3.4b). En la hipermetropía, la longitud axial del ojo puede ser normal, pero no la longitud focal del sistema óptico, o bien puede ocurrir que la longitud axial sea más corta de lo normal mientras que la longitud focal del sistema óptico sea normal [24, 25].

Astigmatismo

Otro defecto, y casi el más común del ojo, es el astigmatismo. Aparece debido a una curvatura desigual de la córnea o en menos ocasiones del cristalino, en otras palabras, la córnea es asimétrica (ver figura 3.4c). El astigmatismo es regular cuando puede corregirse mediante una lente esferocilíndrica de modo que los haces luminosos entrantes al ojo puedan enfocarse en la retina. En caso contrario el astigmatismo del ojo se denomina irregular [23.- 25].

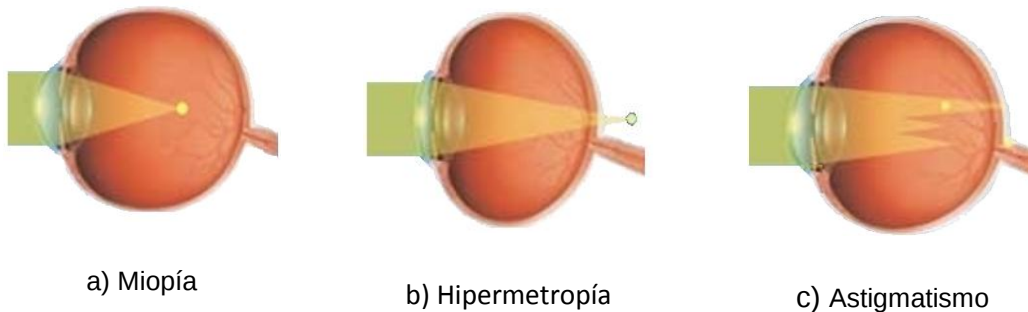


Figura 3.4. Defectos refractivos más comunes del ojo humano [26]

Los efectos refractivos pueden corregirse por diferentes métodos, el más común es el uso de gafas. La corrección de la miopía por medio de gafas consiste en la colocación de lentes divergentes por delante del ojo (ver figura 3.5), para que el punto focal secundario de la lente coincida con el punto lejano del ojo. Los haces de los rayos luminosos paralelos que inciden en la lente divergirán cuando salgan de ella como si se originara en el punto lejano del ojo por lo que se enfocarán en la retina [27 - 29]

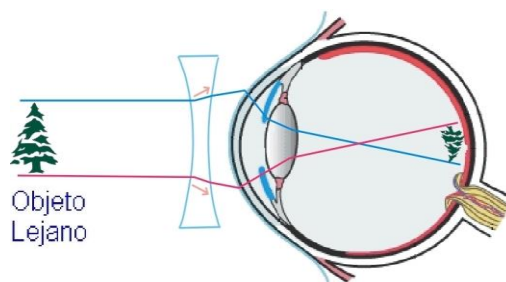


Figura 3.5. Corrección de miopía con lente negativa.

Para la corrección de la hipermetropía mediante gafas, se debe colocar una lente positiva enfrente del ojo lo que aumentara el poder refractivo de los rayos que ingresan al ojo para enfocar en la retina [27 - 29], tal y como se muestra en la figura 3.6.

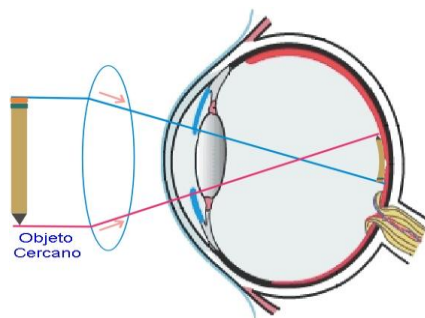


Figura 3.6. Corrección de hipermetropía con lente positiva.

La presbicia (vista cansada) es una condición que ocurre en la edad madura cuando el cristalino se vuelve menos flexible y pierde su capacidad de enfocar objetos cercanos, la evidente señal de presbicia es la necesidad de lentes para leer, los cuales se vuelven necesarios para completar la habilidad de enfocamiento de la lente (cristalino) [24,25].

3.3 Agudeza Visual

El desempeño del sistema ocular es afectado por diversas aberraciones, como las mencionadas anteriormente, por eso la evaluación de su buen funcionamiento se realiza por medio de distintas pruebas de la que destaca la prueba de agudeza visual, la cual se define como el poder para resolver del ojo o la capacidad para ver dos objetos próximos como separados. [3, 24,25]

Se identifican cuatro diferentes tareas a realizar por la Agudeza visual [29, 31], las cuales se describen a continuación:

- Discreción o habilidad del sistema visual para distinguir un objeto de su fondo.
- Visión de forma y reconocimiento, tal como identificar letras y palabras.
- Resolución: la habilidad para ver detalles.
- Localización (posición espacial relativa).

En este capítulo hemos presentado una definición de la anatomía del ojo así como de los principales defectos de refracción y su corrección mediante lentes así como una definición de la agudeza visual y sus principales tareas, en el siguiente capítulo se realizará una introducción a las cartas visuales, principalmente la carta de Snellen.

CAPÍTULO 4

Carta de Snellen

La idea de que la mínima separación entre dos puntos de luz podía ser tomada como una medida de la calida visual data desde antes de 1679, cuando Hooke notó que si la separación entre dos objetos cercanos no era mayor de un minuto de arco y, si además, estos objetos eran fuentes de luz, al superponerse parecían ser solo una fuente de luz [27]. A principios del siglo diecinueve, Purkinje y Young usaron letras de varios tamaños para “calcular el poder de distinción de objetos cercanos o distantes para el cálculo de una visión perfecta”. Finalmente, en 1862, el Profesor Hermann Snellen de Utrecht desarrollo su clásica prueba de letras. Él cuantifico las líneas mediante la comparación de la agudeza visual de un paciente con la de su asistente, quien tenía una visión perfecta. Así que la visión 20/200 [6/60] significo que el paciente podía ver a 20 pies (6 mtrs.) lo que el asistente de Snellen podía ver a 200 pies (60 mtrs) [27].

Desde entonces, el método general para medir la agudeza visual involucra la carta de Snellen. Una letra de Snellen es una letra construida de tal forma que ancho del trazo de una línea es igual al ancho del espacio entre ellas. En la mayoría de las cartas de Snellen las letras son de 5 unidades de ancho por 5 de unidades de alto.

La mejor letra de Snellen es la letra E porque posee tres trazos y 2 espacios, la combinación de un trazo y un espacio, equivale a un ciclo completo de una rejilla espacial, tal y como se muestra esquemáticamente en la figura 4.1. Otras letras como la L o la T no tienen espacios, es por eso que no se usan estrictamente como criterio para medir la agudeza visual aunque estas letras también se encuentran contenidas dentro de la prueba para medir la agudeza visual. Una de las ventajas de utilizar letras en comparación de los anillos de Landolt, es que hay 26 diferentes

letras de donde elegir lo que reduce la posibilidad de que el paciente adivine correctamente, la letra que se le pidió que identificara. La esencia de la correcta identificación de las letras en una carta de Snellen es ver los espacios localizados entre los trazos negros de la letra [24, 29].

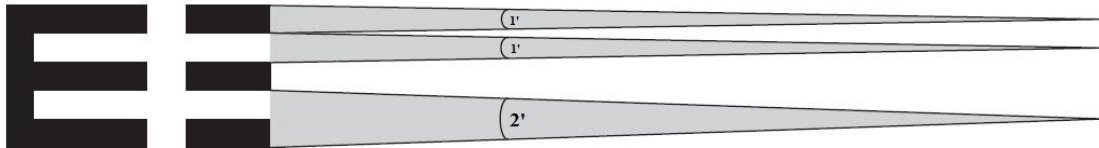


Figura 4-1 Construcción de la Letra E de Snellen.

El examen de la agudeza visual es convencionalmente hecho con el uso de una *carta visual* la cual está formada por una serie de letras de tamaño progresivamente más pequeño. Cada letra, número o dibujo de una escala de prueba de una carta visual recibe el nombre de optotipo. Al paciente se le pide leer de arriba hacia abajo la carta hasta que las letras llegan a ser demasiado pequeñas para que las distinga el paciente. La última línea de letras que pueden ser leídas correctamente define el límite de la agudeza visual del paciente. Para proporcionar las mejores condiciones de visión para esta evaluación, las cartas visuales son típicamente impresas con letras negras sobre fondos de blancos brillantes, con un alto contraste entre el optotipo y el fondo, como la que se muestra en la figura 4.2.

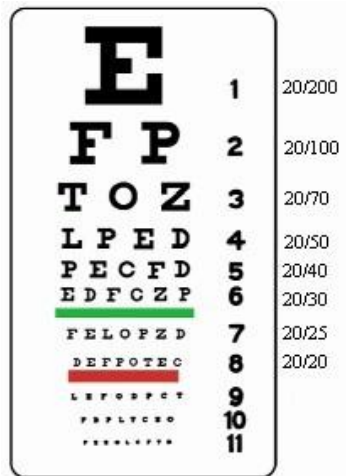


Figura 4-2. Carta estándar de Snellen

Para niños en edad preescolar o personas analfabetas suele utilizarse la carta de Tumbling, que consiste en un solo optotipo con la letra E en diferentes posiciones. La letra E se coloca en cuatro direcciones distintas arriba, abajo, izquierda o derecha y se pregunta al niño en que dirección se encuentra orientados sus extremos [24]. Se muestra en la figura 4.3.



Figura 4.3. Carta de Tumbling para niños

Las cartas de agudeza visual del tipo Snellen son actualmente utilizadas para tres propósitos [29]:

1. Para calcular la agudeza visual como un indicador de salud visual.
2. Como una herramienta para la evaluación de los desordenes de refracción.
3. Para revelar si una persona puede ver suficientemente bien para manejar vehículos de forma segura.

4.1 Fracción de Snellen

Clínicamente, la Agudeza Visual se mide con la carta de Snellen y se registra en términos de la fracción de Snellen (V), definida como en la ecuación 4.1:

$$V = \frac{d}{D} , \quad (4.1)$$

en donde el numerador (d) indica la distancia a la cual se encuentra el optotipo y el denominador (D) indica la distancia a la cual debería verse normalmente el optotipo que nos refiere a un ojo normal, o promedio normal de visión. Originalmente la carta y sus indicadores se designaron con la formula de la fracción 20/20 en el sistema inglés, lo que significa que el numerador representa la distancia de prueba (20 pies) y el denominador la distancia a la cual el optotipo subtende 5 minutos de arco (verticalmente) a 20 pies. Posteriormente se adecuó al sistema métrico decimal quedando la distancia como 6/6 m. Por ejemplo 20/20 (6/6) representa una visión normal que nos indica que una persona puede reconocer una letra de una altura de 8.7 mm a una distancia de 20 pies (6 m). La notación 20/40 (20/12) significa que existe un desorden visual; que la persona puede reconocer a 20 pies (6 m) una letra de 17.5 mm de alto, que debe ser reconocida a 40 pies (12 m). Contrariamente la notación 20/10 (6/3 m) significa que la persona puede ver una letra de 4.4 mm de alto a una distancia de 20 pies (6 m) que el promedio de individuos vería a 10 pies (3 m) tal y como se muestra esquemáticamente en la figura 4.4.

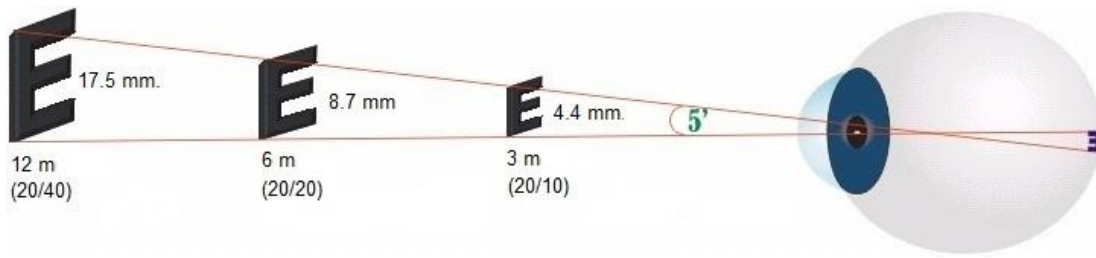


Figura 4.4. Misma distancia angular a diferentes tamaños.

La imagen formada en la retina es una distribución espacialmente continua de la intensidad de la luz formada por un mosaico de conos que discretamente muestrean la imagen, como a continuación se describe.

4.2 Representación de la imagen Retinal

El ancho de un cono es aproximadamente 0.0084 grados, o 0.5 minutos de arco de ángulo visual. Dos puntos solo son reconocidos como distintos en la retina cuando existe al menos un cono sin estimular entre dos conos estimulados. Por ejemplo para poder diferenciar la letra "E", los componentes o trazos de la letra deben ser distribuidos sobre un adecuado número de receptores para poder ser detectados tal y como se muestra esquemáticamente en la figura 4.5 [27].

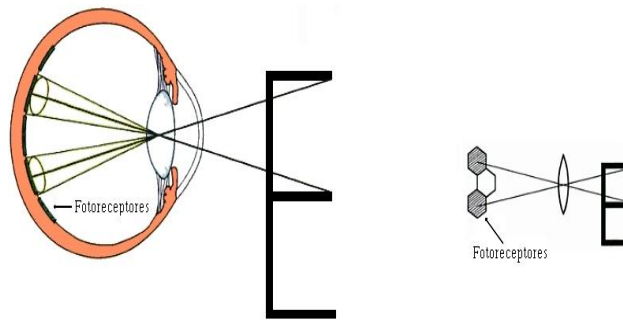


Figura 4.5. Un cono sin estimular está entre dos conos estimulados para distinguir dos puntos.

Una letra E representada o muestreada por los conos en la fovea corresponde a 60 ciclos/grado lo que será una visión 20/10 [27-30] como se muestra en la figura 4.6.

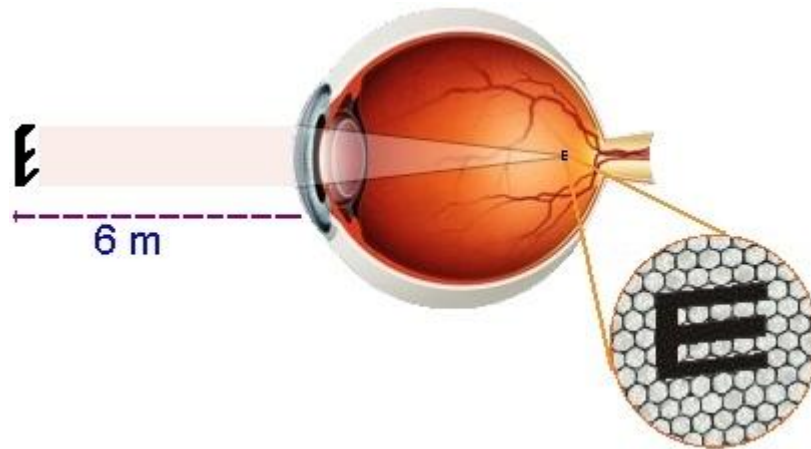


Figura 4.6. Letra E muestreada en fovea para visión 20/10.

Un arreglo de 10 x 10 conos se muestra en la figura 4.7 para una visión 20/20, lo cual corresponde a 30 ciclos/grado.



Figura 4.7. Arreglo de conos para letra E muestreada en fovea para visión 20/20.

Tomando en cuenta esta representación de la luz en la retina podemos hacer una comparación con un arreglo matricial en el que cada celda contendrá determinado número de píxeles de un monitor que formaran nuestros “conos computacionales” para poder hacer la simulación de la agudeza visual como se describe en el capítulo siguiente.

CAPÍTULO 5

Diseño y Simulación de la Carta de Snellen Digital.

En esta sección desarrollaremos la métrica utiliza para construir la imagen de la carta visual que se utilizará para la obtención de la agudeza visual objetiva. Para esto revisaremos los siguientes conceptos.

5.1 Angulo Visual y Ciclos por grado

El ángulo visual es el ángulo que forma el borde de un objeto con nuestro ojo, y este depende tanto del tamaño del objeto como de la distancia del observador. El ángulo visual se mide en grados y, más comúnmente, en minutos de arco. Para convertir de radianes a minutos de arco se utiliza la siguiente formula (5.1)

$$x_min_arc = (\theta) \times \left(\frac{360}{2\pi} \right) \times \left(\frac{60}{1} \right). \quad (5.1)$$

Una persona con una visión 20/20 puede resolver un ángulo mínimo de un minuto, es decir, 1/60 de grado [24]. En términos clínicos significa que una persona a 20 pies (6 metros) de distancia puede leer una letra con una altura de 8.7 mm de una carta visual de Snellen.

Un ciclo es un cambio completo en una señal, por ejemplo, en una onda cuadrada corresponde un alto (blanco) y un bajo (negro), los cuales hacen un ciclo o período de una rejilla. Si aplicamos ciclos por grado (cpg) al campo de visión, el mismo número de ciclos debe ser para objetos más lejanos con el mismo ángulo visual, pero los ciclos serán más largos tal y como se muestra esquemáticamente en la figura 5.1.

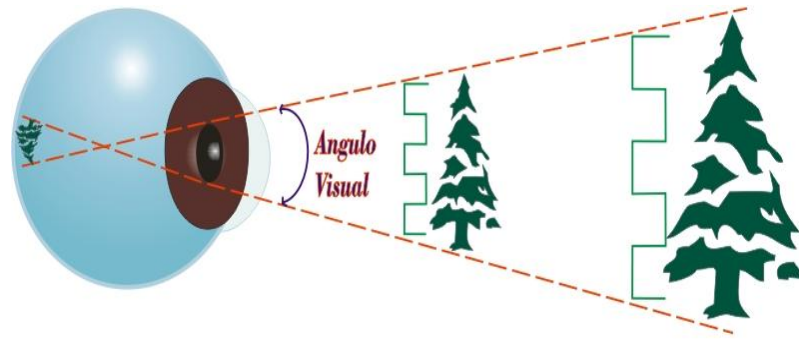


Figura 5.1 Mismo ángulo visual, ciclos más largos para objetos más alejados.

La agudeza visual de rejilla es expresada en ciclos por grado, así que un ciclo consiste de una banda blanca y una banda negra. Frecuencia espacial significa el número de ciclos por grado.

En general, una rejilla senoidal puede ser interpretada como la agudeza visual de Snellen por la especificación del número de ciclos por grado equivalentes a niveles de agudeza de Snellen. Por ejemplo, una barra blanca o una barra obscura (la mitad de un ciclo) de una rejilla de 30 *cdg* subtende un minuto de arco (ver figura 5.2). Esto es aproximadamente el mismo ángulo visual que el subtendido por cada barra de una letra 20/20 de Snellen. Por lo tanto, la E en la línea 20/20 de una carta de Snellen es equivalente a 30 cpg. La E de la línea 20/200 es equivalente a 3 cpg.

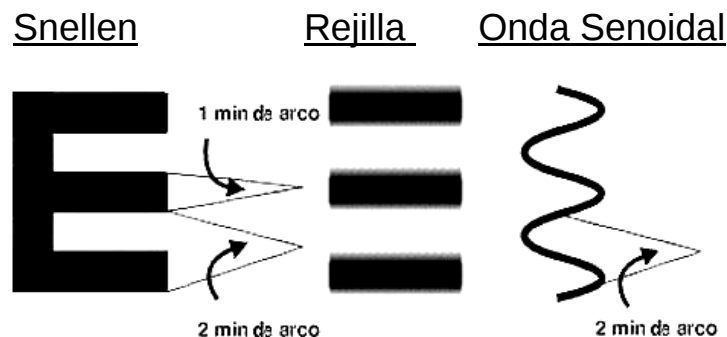


Figura 5.2 Comparación entre E 20/20 Rejilla y Onda Senoidal.

Una rejilla con frecuencia de 30 ciclos por grado tiene 60 franjas alternativas negras y blancas por un grado de ángulo visual ($1^\circ = 30$ ciclos/grado) [29, 31], lo que es equivalente a una agudeza de Snellen 20/20 (6/6), tal y como se muestra esquemáticamente en la figura 5.3.



Figura 5.3 Visión 20/20 equivalente a 30 cpg.

5.2 Construcción de la Carta visual.

Una imagen digital está compuesta de pequeños elementos llamados píxeles. A cada píxel le es asignado un valor numérico que caracteriza el color en el pequeño segmento de la imagen o la intensidad si es una imagen en tonos de grises o en blanco y negro. Para tener una mejor visibilidad al construir los optotipos de la carta visual se utilizarán imágenes en blanco y negro es decir los optotipos serán negros con un valor numérico de 0 para el color del píxel, sobre un fondo blanco con un valor numérico de 1 para el color del píxel.

Necesitamos dos muestras digitales (píxeles) para representar un ciclo, una para la parte negra , y otra para la parte blanca del ciclo, en un minuto de arco o 120 de ellas en un grado, lo que coincide con una visión 20/20 [3]. Las imágenes necesitan ser calibradas de acuerdo con la resolución del ojo humano. La frecuencia de corte de 60 ciclos/grado requiere que cada pixel represente 0.5 minutos de arco, equivalente a 120 pixeles/grado [24].

Por lo tanto, para la construcción de los optotipos de la Carta de Snellen designaremos cada optotipo de acuerdo a la altura en minutos de arco como se indica en la tabla 5.1

<u>Agudeza Visual</u>	<u>Tamaño de Matriz</u>
20/200	100
20/100	50
20/50	25
20/40	20
20/30	15
20/20	10

Tabla 5.1 Altura de optotipos.

Por ejemplo, para la imagen de la carta visual se construye la matriz tal y como se muestra esquemáticamente en la ecuación 5.2:

$$\text{carta} = \begin{bmatrix} a_{1,1} & a_{1,2} & \cdots & a_{1,511} & a_{1,m+1} \\ a_{2,1} & & & & \\ \cdots & & \ddots & & \\ a_{n+1,1} & \cdots & & & a_{m+1,n+1} \end{bmatrix}, \quad (5.2)$$

la cual albergará los datos que formaran los distintos optotipos en diferentes escalas prendiendo y apagando celdas de la matriz según se requiera (ver figura 5.4).

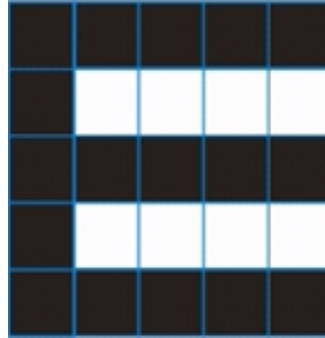


Figura 5.4 Matriz con valor cero y 1 para formar la letra E.

Por lo tanto, si queremos formar una carta completa en la matriz *Carta* se realizará cada optotipo, tal y como se muestra esquemáticamente en la ecuación 5.3 hasta completar el escalonamiento deseado.

$$\text{Optotipo 20/20} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}. \quad (5.3)$$

Siguiendo este procedimiento formaremos la carta visual tal y como se muestra en la figura 5.5, esta será utilizada para obtener la imagen retiniana o agudeza visual objetiva.

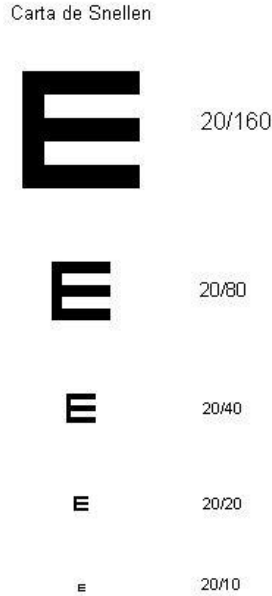


Figura 5.5 Carta Visual Digital para obtención de Agudeza visual Objetiva.

Una vez construida la carta visual digital procederemos a realizar la convolución entre la función de punto extendido (PSF) y la carta visual digital para obtener una imagen retiniana de esta. Pero antes de realizar la operación de convolución entre ambas debemos calibrar la PSF de acuerdo a los requerimientos de la carta visual digital como se describe en la siguiente sección.

5.2.1 Calibración de la Función de Punto Extendido (PSF)

El diámetro de la pupila del ojo se relaciona con el primer cero del disco de Airy por la ecuación 5.3:

$$q = 1.22 \frac{\lambda f}{D}, \quad (5.3)$$

donde λ es la longitud de onda, f es la distancia focal y D es el diámetro de la pupila.

La fórmula anterior está dada en milímetros, pero para aplicaciones en visión se utilizan minutos de arco, por lo tanto, al utilizar la ecuación (5.1) para convertir a

minutos de arco la ecuación (5.3), el campo de visión de la PSF, se determina por la ecuación(5.4) [7]:

$$fov_{psf} = \frac{10.8n\lambda}{\pi\alpha D}. \quad (5.4)$$

La resolución espacial de una imagen se define en función del tamaño de sus píxeles, por lo tanto, para hacer la multiplicación entre la OTF y nuestro objeto de prueba (carta visual digital), debemos igualar la resolución de los pixeles de ambas imágenes. Esto significa que al agrandar el tamaño de la imagen de la carta visual también se debe agrandar el tamaño de la matriz de la imagen que contiene la PSF del frente de onda que está siendo examinado. El diagrama de bloques general para la obtención de la agudeza visual objetiva se muestra en la figura 5.6:

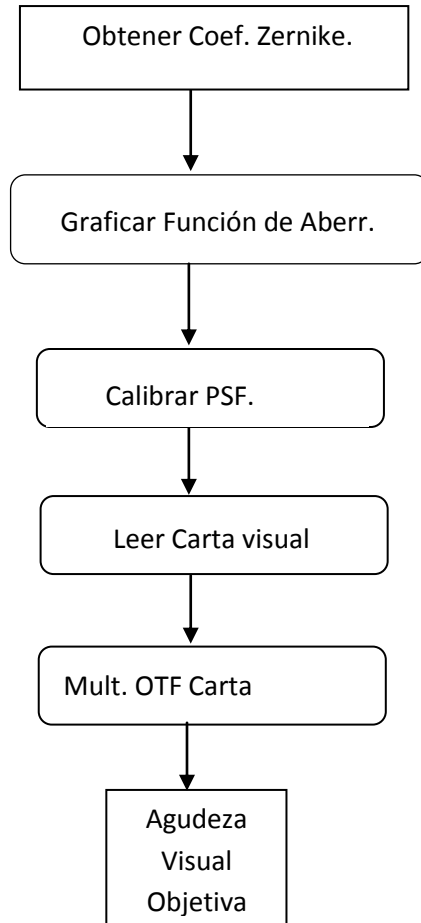


Figura 5.6 Diagrama de bloque para obtención de Agudeza visual Objetiva.

Hasta aquí hemos dado las bases para el diseño de la carta visual digital que nos ayudará en la obtención de la agudeza visual objetiva, en la siguiente sección realizaremos algunas simulaciones con distintos polinomios de Zernike para comprobar nuestros datos.

Con el objetivo de comparar visualmente los resultados obtenidos con los reportados en la literatura véase el Apéndice Comparación Visual de Resultados de Imágenes Corneanas, al final de este trabajo de tesis.

5.3 Simulación de la Agudeza Visual Objetiva con algunos polinomios de Zernike.

Los primeros polinomios de Zernike representan físicamente las aberraciones ópticas clásicas, por lo que podemos hacer una simulación de la agudeza visual objetiva tomando como entrada a nuestro sistema el valor de alguno de estos polinomios. Como primer ejemplo calcularemos la agudeza visual objetiva con astigmatismo horizontal.

El astigmatismo es una ametropía esferocilíndrica su efecto es un “alargamiento” de los puntos de luz debido a que la lente no es esférica si no que tiene una forma de una lente cilíndrica o tórica [15,24]. El polinomio de Zernike que lo describe está dado por la siguiente ecuación:

$$Z_5 = Z_2^2 = \sqrt{6}\rho^2 \cos 2\theta. \quad (5.4)$$

El mapa del frente de onda del astigmatismo horizontal se muestra esquemáticamente en la figura 5.7.

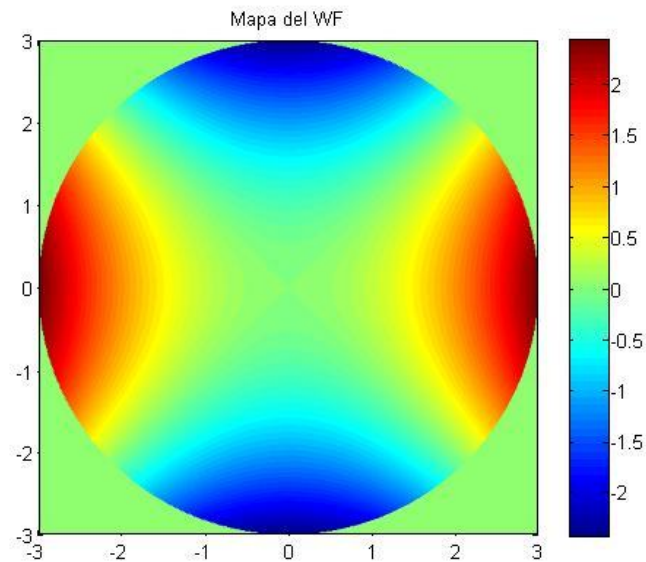


Figura 5.7 Mapa del frente de onda del astigmatismo horizontal.

El astigmatismo es una distorsión parabólica del frente de onda lo que produce diferentes longitudes focales, en el plano vertical y en el horizontal, produciendo dos imágenes. El patrón de la imagen de la función de punto extendido o PSF del astigmatismo horizontal muestra un alargamiento en ambos ejes horizontal y vertical, tal y como se muestra en la figura 5.8.

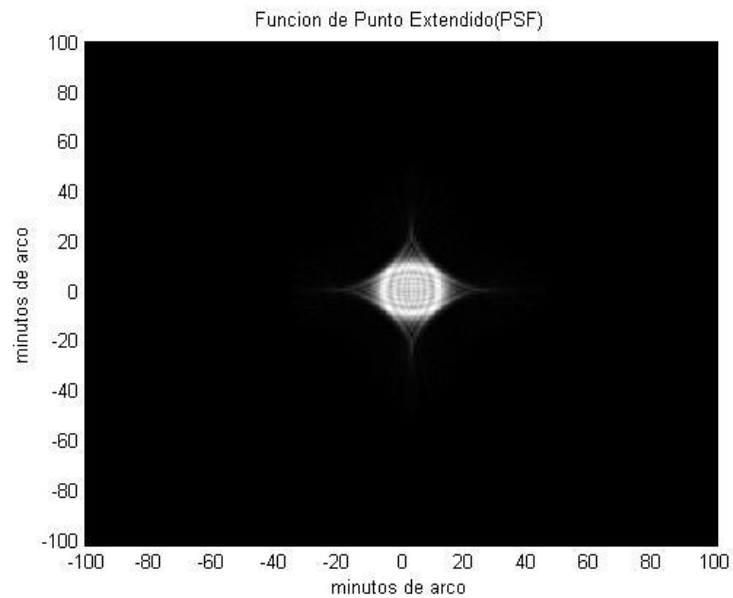


Figura 5.8 Función de punto extendido (PSF) del Astigmatismo.

Al aplicar la operación de convolución entre la imagen de prueba, que es la carta de Snellen generada digitalmente, y la imagen de la PSF de la aberración esperamos obtener una distorsión similar a la que se presenta en la imagen de la PSF del astigmatismo.

La figura 5.9 muestra la imagen retiniana obtenida para este caso, tal y como se esperaba, la imagen muestra un empañamiento de 0 grados, produciendo imágenes borrosas a lo largo y alto que son más visibles en los optotipos 20/20 y 20/40.



Figura 5.9 Carta digital con Agudeza Visual Objetiva del Astigmatismo

Como segundo ejemplo calcularemos la agudeza visual objetiva con coma horizontal.

El coma es una aberración de tercer orden, refleja la presencia de una asimetría en las propiedades refractivas del ojo produciendo imágenes dobles [15,24]. El polinomio de Zernike que la describe esta dado por la ecuación 5.5:

$$Z_8 = Z_3^1 = \sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho)\cos\theta. \quad (5.5)$$

La imagen del mapa del frente de onda de la aberración de coma horizontal se presenta en la figura 5.10.

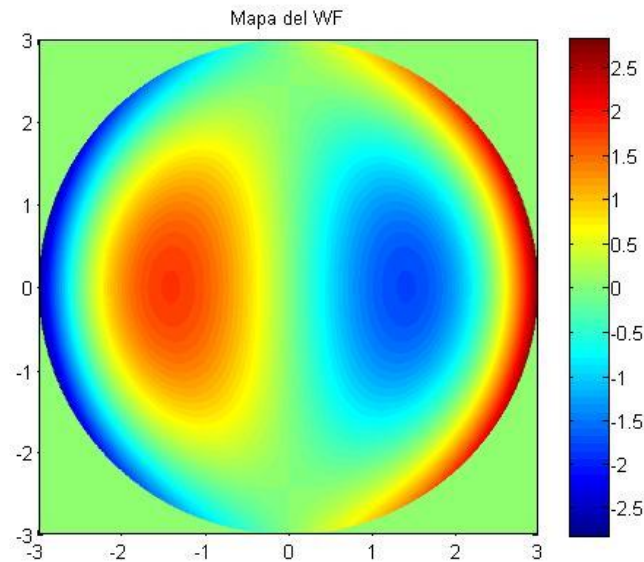


Figura 5.10 Mapa del frente de onda de la coma horizontal.

El patrón de la imagen de la función de punto extendido o PSF debido a la presencia de coma horizontal, es una superposición de una serie continua de círculos con decremento de radio y corrimiento hacia el eje principal, el diseño de la imagen resultante no es circular pero se alarga como una coma o un cometa de ahí el nombre de esta aberración (ver figura 5.11).

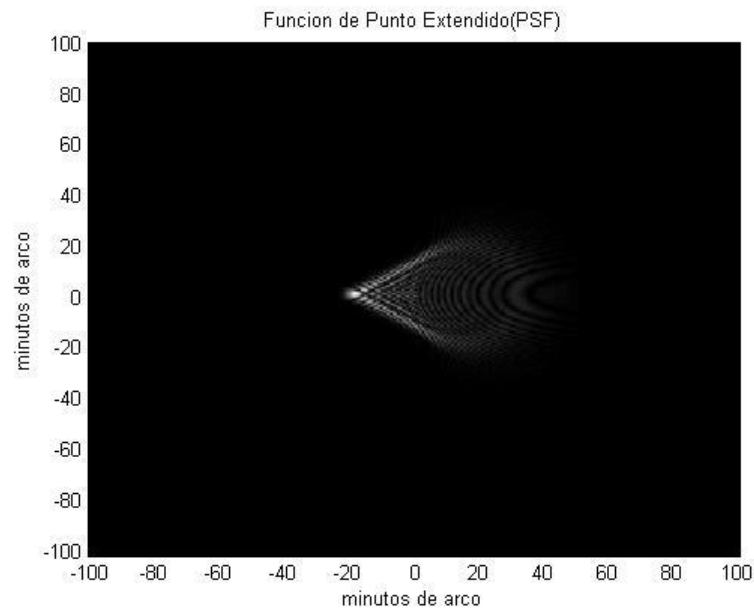


Figura 5.11 Función de punto extendido (PSF) de coma horizontal.

Al aplicar la operación de convolución entre la imagen de prueba, que es la carta de Snellen generada digitalmente, y la imagen de la PSF de la aberración esperamos obtener una distorsión similar a la que se presenta en la imagen de la PSF de la coma.

La figura 5.12 muestra la imagen retiniana obtenida. Tal y como se esperaba, la imagen muestra un empareamiento de -180° a 0° , si es negativo; o bien, 0° a 180° si es positivo, produciendo imágenes dobles de los optotipos.



Figura 5.12 Agudeza visual objetiva con coma horizontal.

Como tercer y último ejemplo calcularemos la agudeza visual objetiva con Aberración Esférica.

La aberración esférica corresponde a una diferencia de la focalización de los rayos que ingresan por la periferia de la pupila produciendo un desenfoque y creando halos en las imágenes [15,24]. El polinomio de Zernike que la esta dado por la siguiente ecuación:

$$Z_{12} = Z_4^0 = \sqrt{5}(6\rho^4 - 6\rho^2 + 1). \quad (5.6)$$

La imagen del mapa del frente de onda de la aberración esférica se muestra en la figura 5.13.

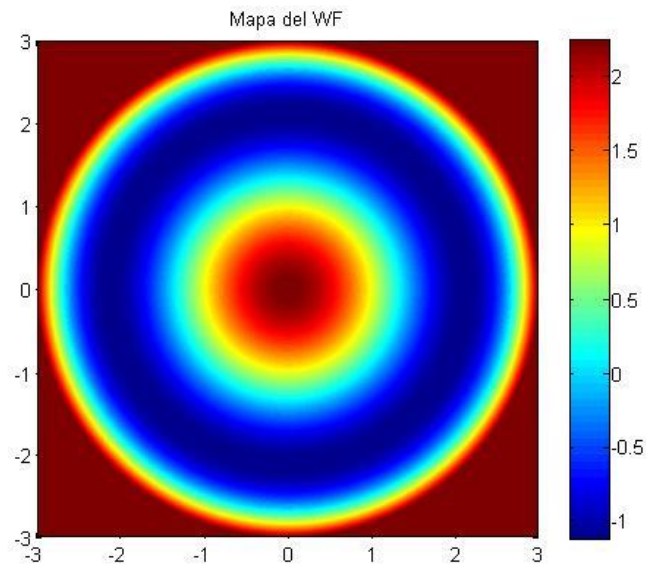


Figura 5.13. Mapa del frente de onda de la aberración esférica.

El efecto de la aberración esférica, en el patrón de la imagen de la función de punto extendido (PSF), produce una imagen borrosa de simetría rotacional, tal y como, se muestra en la figura 5.14.

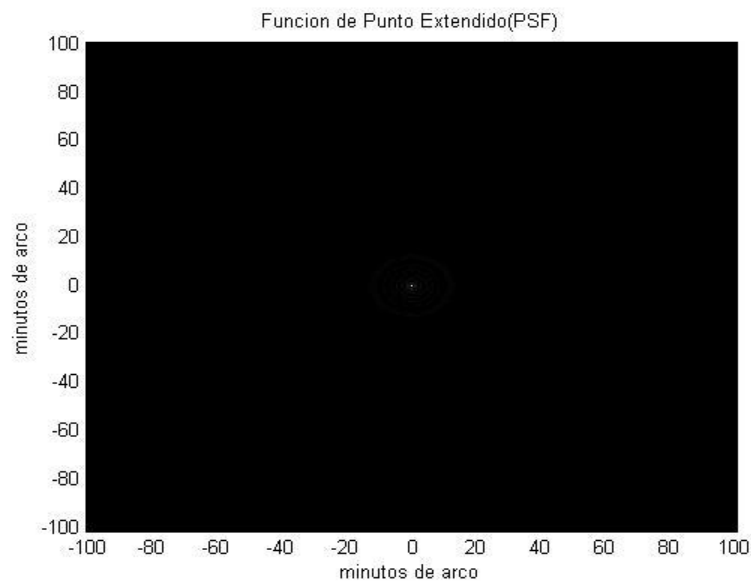


Figura 5.14 Función de punto extendido (PSF) de aberración esférica.

La figura 5.15 muestra la imagen retinal obtenida para este caso. Tal y como se esperaba, la imagen muestra un embarramiento borroso simétrico en los optotipos, típica de esta clase de aberración.

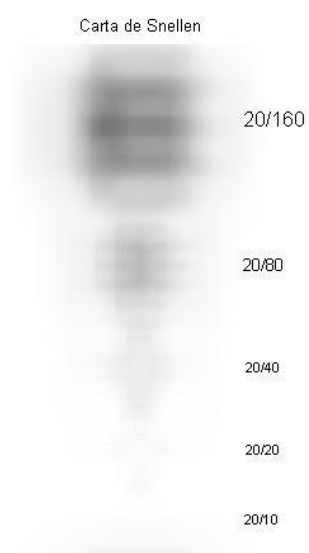


Figura 5.15 Carta visual digital de la agudeza visual objetiva con aberración esférica.

Hasta aquí se han mostrados algunos de los efectos de aberraciones características asociadas con errores refractivos comunes tales como el astigmatismo o la aberración esférica en la calidad de la imagen retiniana.

Estos resultados validan y comprueban los resultados teóricos obtenidos, por lo tanto, esto nos permite analizar objetivamente los resultados de casos clínicos, como se describen en el siguiente capítulo.

CAPÍTULO 6

RESULTADOS CLINICOS

Como primer caso analizaremos un patrón de referencia al que hemos llamado Ojo Normal Mexicano. Este patrón fue obtenido con el promedio de 71 ojos de 38 pacientes de sexo masculino con una edad promedio de 25 años, que presentaron una agudeza visual 20/20, es decir, sin corrección refractiva [32]. A continuación se presentan los resultados obtenidos.

El mapa del frente de onda del Ojo Normal Mexicano obtenido se muestra en la figura 6.1.

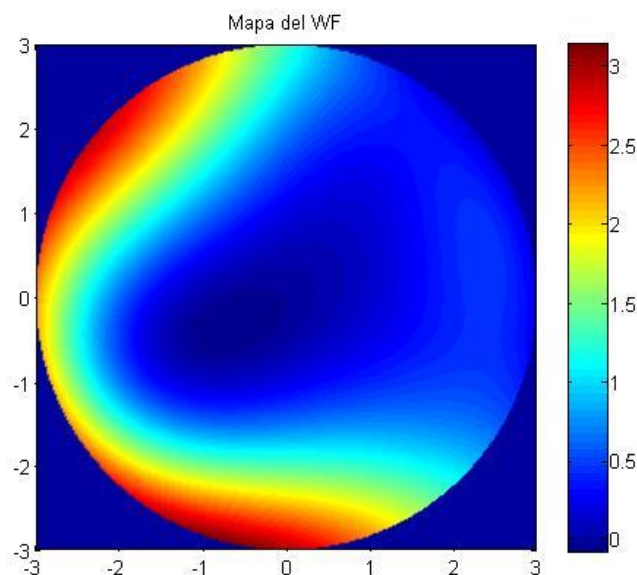


Figura 6.1 Mapa del Frente de onda del Ojo normal Mexicano.

La imagen de la función de punto extendió o PSF del Ojo Normal Mexicano se muestra en figura 6.2.

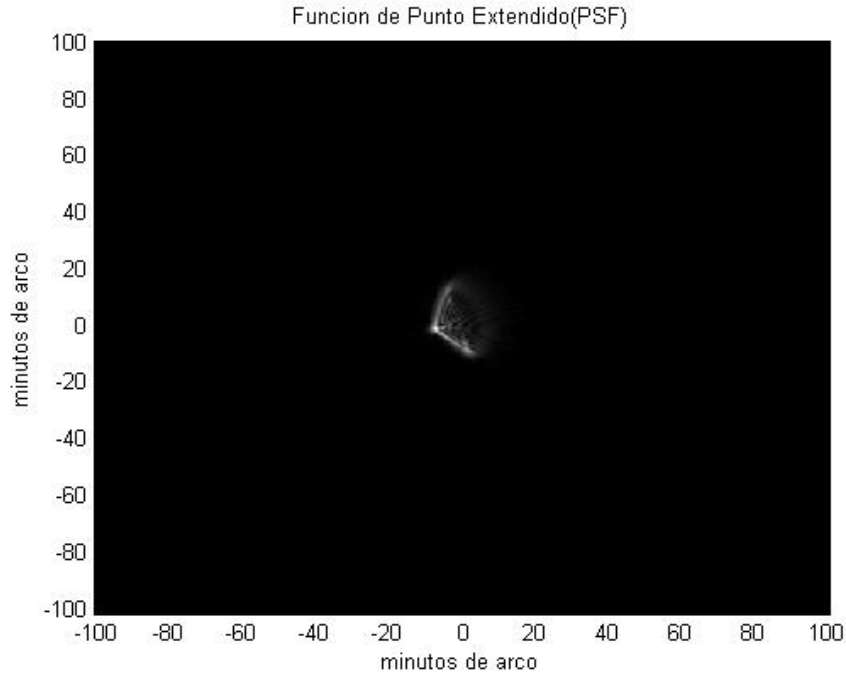


Figura 6.2 Función de punto extendido ó PSF del Ojo Normal Mexicano.

Nótese que el patrón de la función de punto extendido o PSF para ojos con visión 20/20, no tiene simetría circular debido a la presencia de aberraciones en el sistema óptico de este grupo de pacientes. La función de transferencia de modulación (MTF) del ojo normal mexicano, presenta una ampliación en su patrón lo que nos indica la capacidad del sistema óptico del ojo para transferir el contraste del objeto a la imagen. (ver figura 6.3).

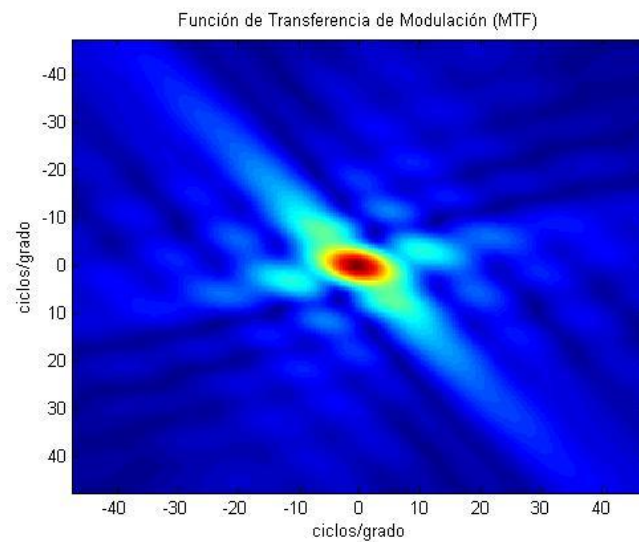


Figura 6.3 Función de transferencia de Modulación (MTF) de Ojo normal Mexicano.

También se muestra una comparación del corte transversal en el eje x y el eje y de la MTF del ojo normal mexicano (ver figura 6.4), en la parte inferior de la gráfica se observa las frecuencias que el ojo puede resolver siendo la de 60 ciclos/grado la frecuencia de corte del ojo humano.

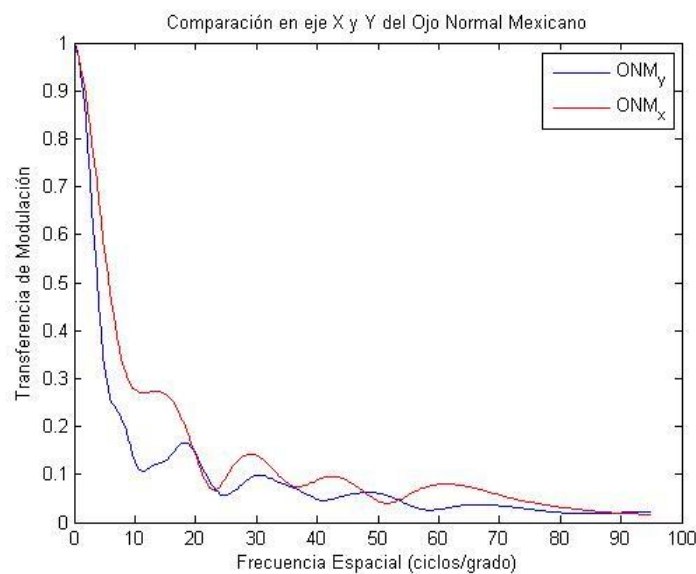


Figura 6.4 Corte transversal de Ojo normal Mexicano.

Al realizar la operación de convolución con la imagen de la Carta de Snellen y la imagen de la PSF se obtiene la imagen retiniana (agudeza visual objetiva) para este caso. Tal y como, se esperaba esta imagen muestra una claridad mayor en la definición de los optotipos, nótese que de primera instancia es posible detectar en el reglón de visión 20/20 un optotipo de la letra E, claro está que no se trata de una imagen nítida como la que vería un paciente con visión 20/20, el emborramiento que presenta la imagen retiniana se debe principalmente a la falta de interpretación del cerebro (ver figura 6.5).

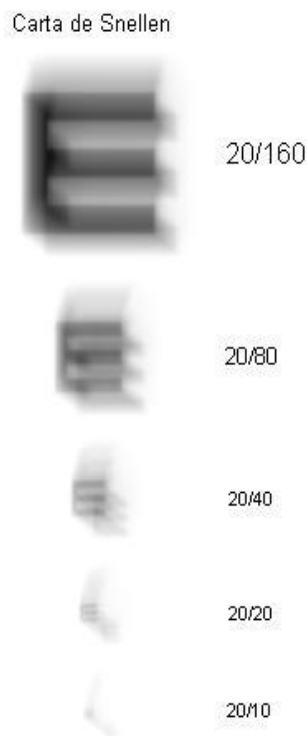


Figura 6.5 Agudeza visual Objetiva de Ojo normal Mexicano.

Esto demuestra que nuestro modelo aplicado al software para construir la carta de Snellen digital, es capaz de reproducir los diagnósticos de la agudeza visual subjetiva, como un ejemplo particular, en nuestra referencia del ojo normal mexicano, se comprueba la agudeza visual de 20/20 de esta población, ya que el optotipo de escala 20/20 se distingue perfectamente, aunque la imagen muestra un borrado esto se debe a que todavía falta la interpretación que el cerebro realiza para todas las imágenes que recibe el ojo humano.

Ahora analizaremos los resultados obtenidos al aplicar la técnica de ablación de superficie avanzada pseudoacomodativa (PASA) para corregir un caso de presbicia y ametropía residual después de una pseudofaquía con una lente intraocular monofocal (LIO) [34]. El mapa del frente de onda preoperatorio obtenido para este caso se muestra en la figura 6.6.

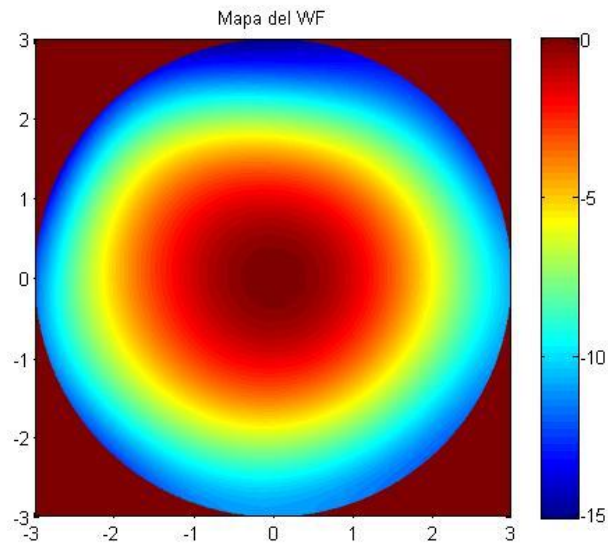


Figura 6.6 Mapa del Frente de onda preoperatorio (LIO).

La imagen de la PSF preoperatoria para este caso se muestra en la figura 6.7.

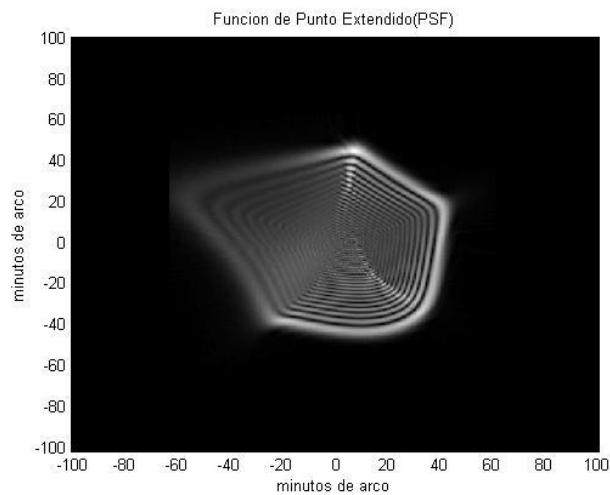


Figura 6.7 Función de punto extendido (PSF) preoperatorio (LIO).

Obsérvese que el patrón de la imagen de la PSF se encuentra totalmente extendida. Esto significa que no existe una clara focalización; por lo tanto, la agudeza visual del paciente es completamente nula.

La figura 6.8 muestra la función transferencia de modulación ó MTF para este caso, comprobando la información dada por la PSF, como se observa la imagen de la MTF la cual es equivalente a la sensibilidad al contraste se encuentra totalmente comprimida.

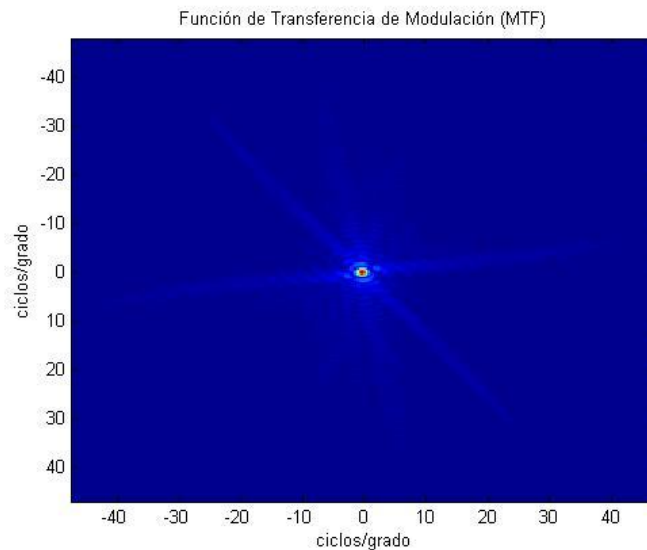


Figura 6.8 Función transferencia de modulación ó MTF preoperatorio (LIO).

En la figura 6.9 muestra la imagen retiniana, tal y como se esperaba por la información aportada por la figura 6.7, esta imagen se encuentra totalmente irresoluble no hay forma de que el cerebro acomode las imágenes de los optotipos para su detección, resolución y finalmente su reconocimiento, lo que es congruente con el dato clínico de la agudeza visual de este paciente que era de 20/400, lo que implicaba que legalmente este paciente era ciego.



Figura 6.9 Agudeza Visual Objetiva de preoperatorio (LIO).

Después de la operación de corrección visual, el nuevo frente de onda del ojo operado de cirugía refractiva de superficie muestra un patrón más concentrado tal y como se muestra en la figura 6.10.

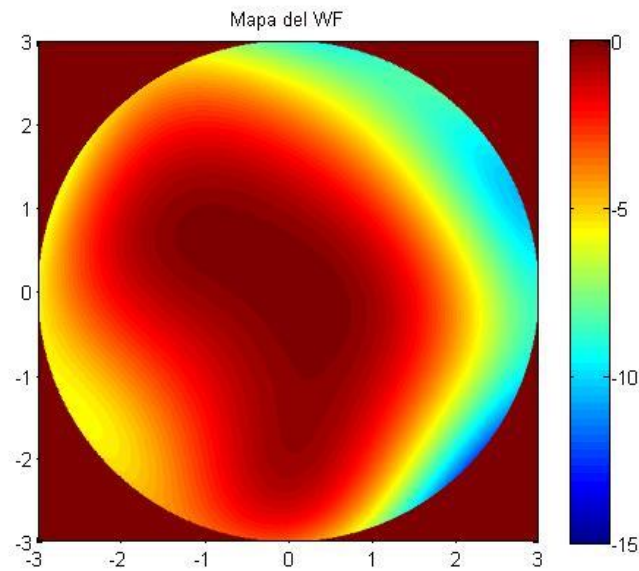


Figura 6.10 Mapa de Frente de onda postoperatorio (LIO).

Obsérvese que el patrón de la imagen de la función de punto extendió o PSF postoperatoria de la figura 6.11 es más comprimida que la de la figura 6.7, a pesar de no estar totalmente simétrica, se logro concentrar la información lo que permitirá al paciente tener una mejor agudeza visual.

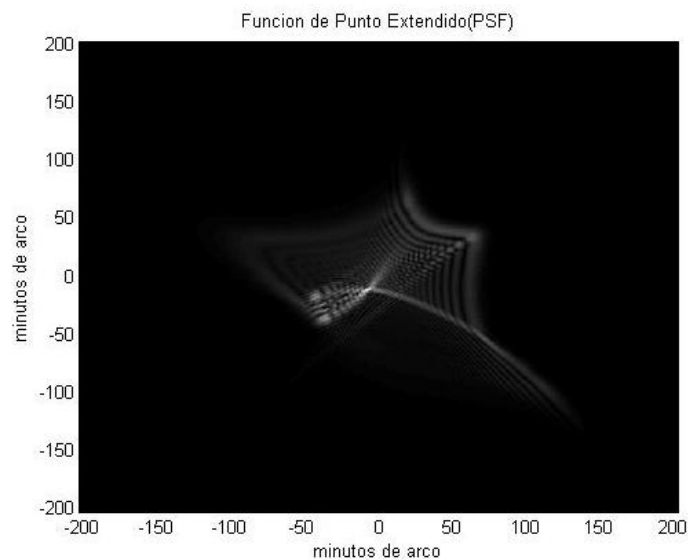


Figura 6.11 Función de punto extendido (PSF) postoperatorio (LIO).

La imagen de la MTF es más extendida (ver figura 6.12).

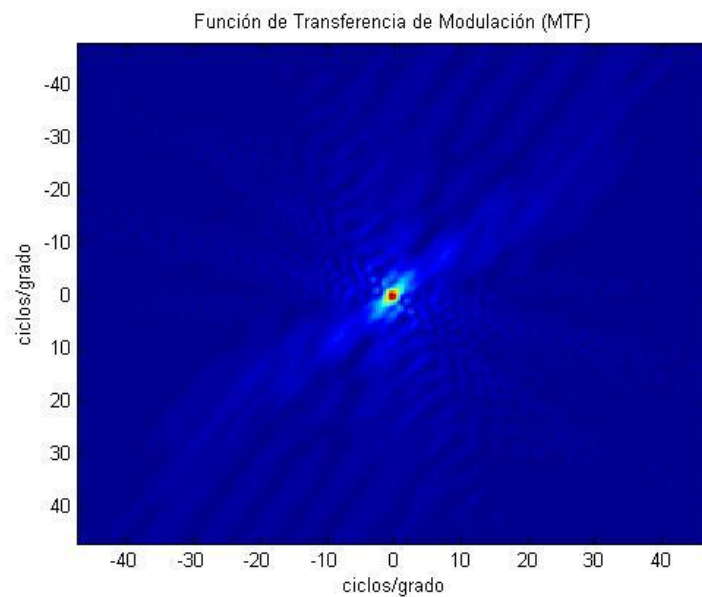


Figura 6.12 Función de transferencia de Modulación (MTF) postoperatorio (LIO).

En la figura 6.13 se muestra la imagen retiniana, tal y como se esperaba por la información aportada por la PSF y la MTF la agudeza visual objetiva del paciente, mostró una mejoría, confirmando la visión lejana de 20/30 que el paciente tuvo después de la operación.

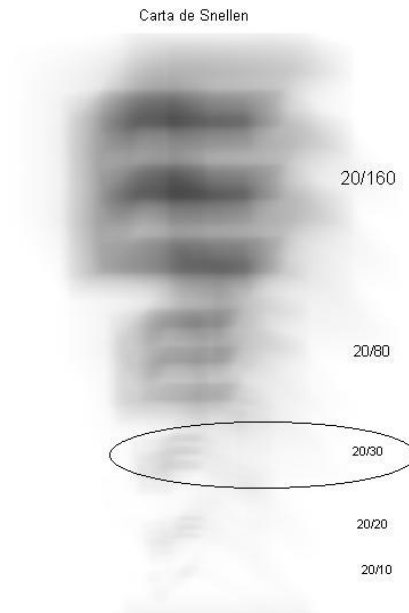


Figura 6.13 Agudeza Visual Objetiva postoperatorio (LIO).

Estos dos casos comprueban los resultados clínicos ya publicados [32,33], lo que demuestran que nuestro sistema es capaz de reproducir y confirmar los resultados clínicos pronosticados. Esto nos permite suponer que somos capaces de predecir la agudeza visual objetiva para otros casos.

Como se mencionó al principio una de las aplicaciones de la agudeza visual objetiva es la obtención de la agudeza visual de niños en edad preescolar, debido a la dificultad para obtener datos clínicos de niños mexicanos, como tercer caso analizaremos los datos de niños en edad preescolar chinos [34], como a continuación se describe. Se midieron los coeficientes de Zernike de 34 niños chinos en edad preescolar (18 masculinos y 16 femeninos con edad de 4.95-6.89 años). A continuación se muestran los resultados obtenidos al ser calculados con nuestro programa. La figura 6.14 muestra el mapa del frente de onda para este caso.

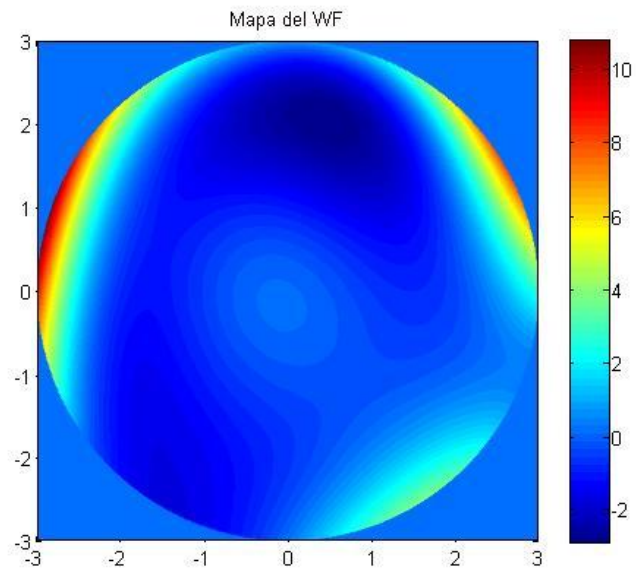


Figura 6.14 Mapa del Frente de onda de niños chinos en edad preescolar.

Distíngase que al el patrón de esta PSF es compacta (ver figura 6.15) lo que indica que la agudeza visual de este grupo de estudio se encuentra dentro de las primeras escalas de Snellen.

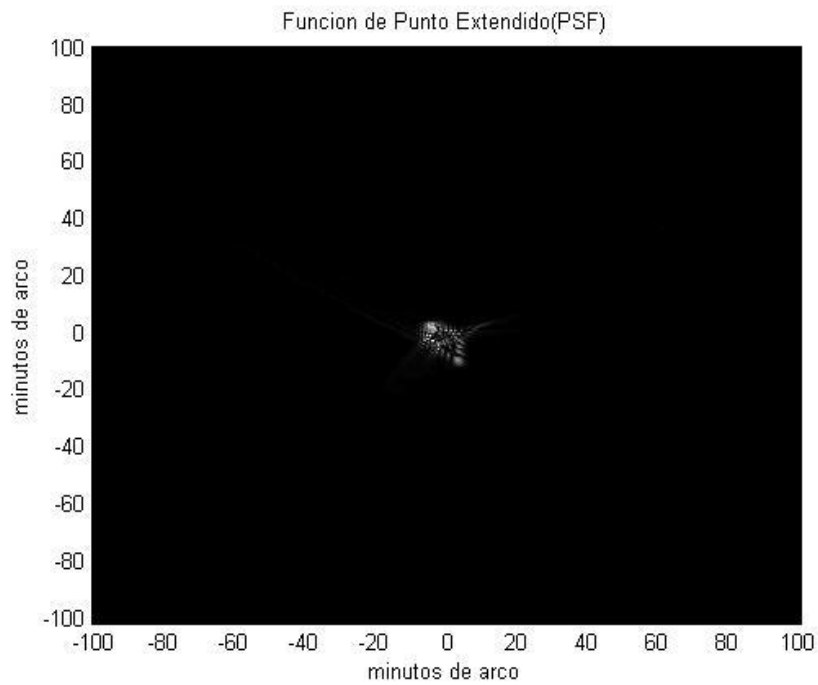


Figura 6.15 Función de punto extendido o PSF de niños chinos en edad preescolar.

La imagen de la MTF se observa con un patrón extendido (ver figura 6.16).

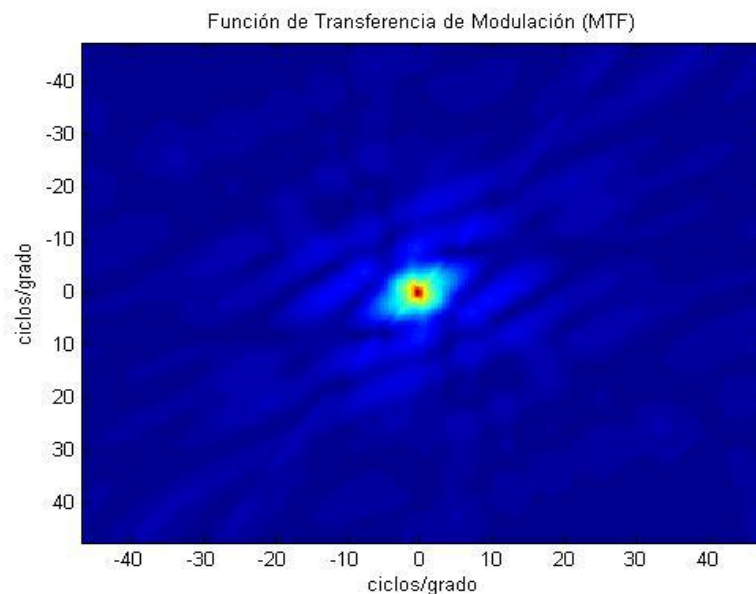


Figura 6.16 Funci3n de transferencia de Modulaci3n o MTF de ni1os chinos en edad preescolar.

La figura 6.17 muestra la agudeza visual objetiva para este grupo de estudio, lo que indica que los niños tienen una agudeza visual de 20/40.

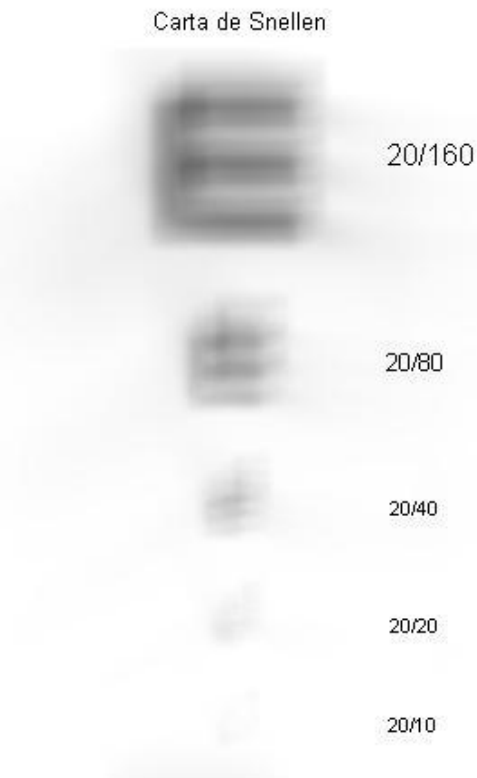


Figura 6.17 Agudeza Visual Objetiva de niños chinos en edad preescolar.

Hasta aquí hemos realizado y comprobado los datos clínicos publicados confirmando los resultados obtenidos. En el capítulo siguiente daremos las conclusiones obtenidas de este trabajo de tesis.

CAPÍTULO 7

CONCLUSIONES

Se cálculo la agudeza visual objetiva del ojo humano, considerando al ojo como un sistema óptico aislado formador de imágenes y utilizando métodos de análisis de Fourier.

Se presento un modelo para evaluar objetivamente la agudeza visual, por medio de la creación de una carta digital de formada por la letra “E” de la carta de Snellen, utilizada en la valoración de agudeza visual.

Se realizó la simulación de la agudeza visual objetiva de distintos polinomios de Zernike que representan físicamente las aberraciones comprobando el impacto que estas tiene en la imagen retiniana (agudeza visual objetiva).

Se calculó la agudeza visual objetiva de casos clínicos. En dos de los casos se comprobó los datos clínicos publicados, al lograr reproducir el diagnostico subjetivo de la agudeza visual que estos casos reportaron.

APENDICE

COMPARACION VISUAL DE RESULTADOS DE IMAGENES CORNEANAS

Una forma de caracterizar los datos obtenidos es por medio del ancho de banda. Por ejemplo, las imágenes pueden ser magnificadas o disminuídas al cambiar el área y la frecuencia espacial de su ancho de banda [2].

Como resultado de la calibración de la PSF se obtuvieron los siguientes resultados: en la simulación de astigmatismo y coma para imágenes con una matriz de 256 pixeles, véase figura 1 y 2.



Figura 1 Imagen de la carta de Snellen con Astigmatismo.



Figura 2 Imagen de la carta de Snellen con Coma Horizontal.

Como una prueba de que nuestros resultados son correctos, se comparon las imágenes obtenidas, coma horizontal mostradas en la figura 2 con resultados encontrados en la literatura. En particular se compararon con los resultados publicados por Iskander D. Robert et en 2000¹.

En la figura 3 se muestra la obtenida por Iskander D. Robert¹ y en la figura 4 la imagen obtenida con el método empleado, notese que, visualmente son semejantes

Lo que demuestra que nuestros resultados son correctos.

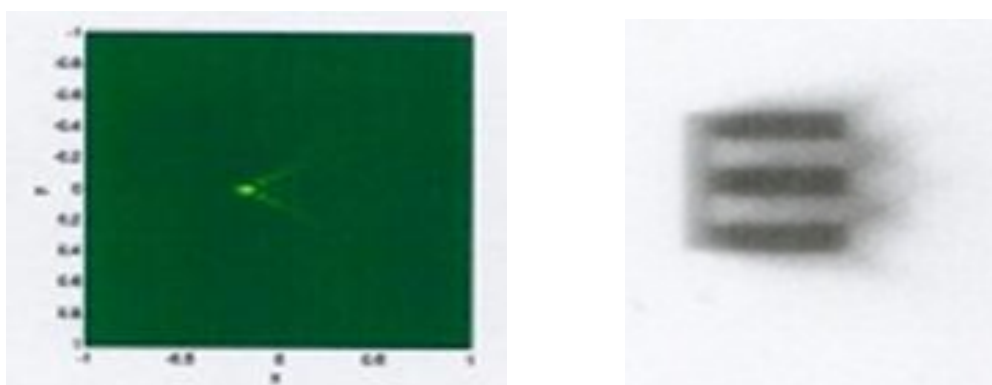


Figura 3 Coma horizontal y Optotipo de D. Robert Iskander.

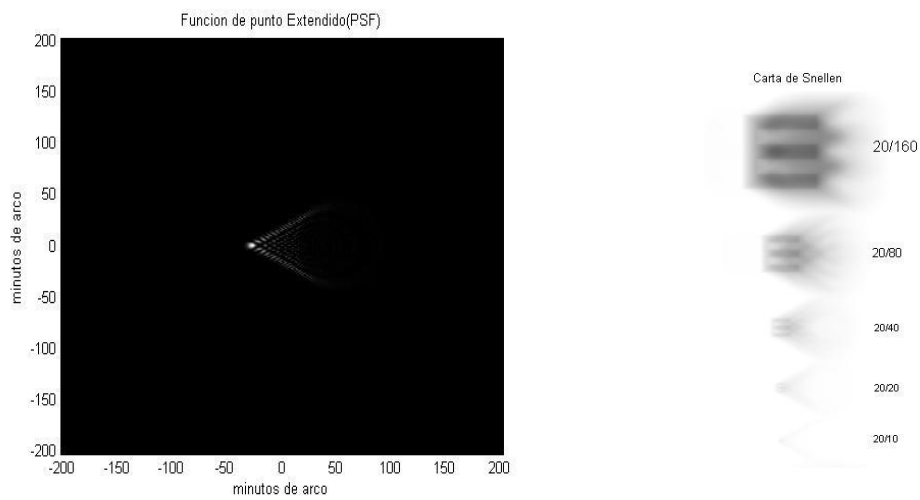


Figura 4 Coma horizontal y Carta de Snelle obtenidas.

- [1] Iskander, D. Robert, Collins, Michael J., Davis, Brett A., & Carney, Leo G., "Monochromatic aberrations and characteristics of retinal image quality", *Clinical and Experimental Optometry* (2000), 83(6), pp. 315-322.

Lista de Figuras

2.1	Sistema de coordenadas para la función de pupila generalizada.	5
2.2	La desviación W , es llamada aberración del frente de onda.	6
2.3	Diagrama Esquemático del Sistema Óptico.	10
3.1	Estructura de un ojo humano.	12
3.2	Estructura de la Retina. Acercamiento de Fotorreceptores (conos y bastones).	14
3.3	Estructura de un ojo normal.	15
3.4	Defectos refractivos más comunes del ojo humano. a) Miopía b) Hipermetropía c) Astigmatismo.	16
3.5	Corrección de miopía con lente negativa.	17
3.6	Corrección de hipermetropía con lente positiva.	17
4-1	Construcción de la Letra E de Snellen.	20
4-2	Carta estándar de Snellen.	21
4.3.	Carta de Tumbling para niños.	21
4.4	Misma distancia angular a diferentes tamaños.	23
4.5.	Un cono sin estimular está entre dos conos estimulados para distinguir dos puntos.	23
4.6	Letra E muestreada en fóvea para visión 20/10.	24
4.7	Arreglo de conos para E muestreada en fóvea para visión 20/20.	24
5.1	Mismo ángulo visual, ciclos más largos para objetos más alejados.	26
5.2	Comparación entre E 20/20 Rejilla y Onda Senoidal.	26

5.3	Visión 20/20 equivalente a 30 cpd.	27
5.4	Matriz con valor cero y 1 para formar la letra E.	29
5.5	Carta Visual Digital para obtención de Agudeza visual Objetiva.	30
5.6	Diagrama de bloque para obtención de Agudeza visual Objetiva.	31
5.7	Mapa del frente de onda del astigmatismo horizontal.	33
5.8	Función de punto extendido o PSF del Astigmatismo.	34
5.9	Carta digital con Agudeza Visual Objetiva del Astigmatismo.	35
5.10	Mapa del frente de onda de la coma horizontal.	36
5.11	PSF y agudeza visual objetiva con coma horizontal.	37
5.12	Agudeza visual objetiva con coma horizontal.	38
5.13	Mapa del frente de onda de la aberración esférica.	39
5.14	Función de punto extendido o PSF de la aberración esférica.	39
5.15	Carta visual digital de la agudeza visual objetiva con aberración esférica.	40
6.1	Mapa del Frente de onda del Ojo normal Mexicano.	41
6.2	Función de punto extendido ó PSF del Ojo Normal Mexicano.	42
6.3	Función de transferencia de Modulación (MTF) de Ojo normal Mexicano.	43
6.4	Corte transversal de Ojo normal Mexicano.	43
6.5	Agudeza visual Objetiva de Ojo normal Mexicano.	44
6.6	Mapa del Frente de onda preoperatorio (LIO).	46
6.7	Función de punto extendido (PSF) preoperatorio (LIO).	46
6.8	Función transferencia de modulación ó MTF preoperatorio (LIO).	47
6.9	Agudeza Visual Objetiva de preoperatorio (LIO).	48

6.10	Mapa de Frente de onda postoperatorio (LIO).	49
6.11	Función de punto extendido (PSF) postoperatorio (LIO).	49
6.12	Función de transferencia de modulación (MTF) postoperatorio (LIO).	50
6.13	Agudeza Visual Objetiva postoperatorio (LIO).	51
6.14	Mapa del Frente de onda de niños chinos en edad preescolar.	52
6.15	Función de punto extendido o PSF de niños chinos en edad preescolar.	53
6.16	Función de transferencia de Modulación o MTF de niños chinos en edad preescolar.	53
6.17	Agudeza Visual Objetiva de niños chinos en edad preescolar.	54

Referencias

- [1] Gaskill, J. D. (1978). Linear Systems, Fourier Transforms, and Optics. New York: John Wiley & Sons
- [2] Goodman J. W., *Introduction to Fourier Optics*, McGraw Hill, New York, 1968.
- [3] Brian A. Wandell. Foundations of vision, Sinauer Associates, Inc. Publishers 1995.
- [4] Hsien-Che Lee Introduction to color imaging science, Cambridge University Press, 2005.
- [5] Born, M., & Wolf, E. (1999). Principles of Optics. (7th ed.). Cambridge: Cambridge University Press
- [6] Malacara, D. (1992). Optical Shop Testing. (2nd ed.). New York: John Wiley & Sons, Inc.
- [7] Guang-ming Dai, Wavefront Optics for Vision Correction SPIE PRESS Bellinghm, Washington USA
- [8] Atchison David A, Recent advances in representation of monochromatic aberrations of human eyes, Clin Exp Optom 2004; 87:3: 138-148.
- [9] Roorda A., [Encyclopedia of Image Science and Technology], Wiley and Sons, New York, (2002).
- [10] Charman W.N., Wavefront Aberration of the eye: A review, Optometry & Vision Science, Vol. 66, No.8, pp. 574-583.
- [11] American National Standard for Ophthalmics-Methods for reporting optical aberrations of eyes ANSI Z80.28-2004.
- [12] Watson Andrew B., Ahumada Albert J., Predicting visual acuity from wavefront aberrations, Journal of Vision (2008) 8(4):17, 1-19.
- [13] Larry N. Thibos Formation and Sampling of the retinal Image, published in Seeing, by Karen K. De Valois, Academic Press, 2000.
- [14] Maeda Naoyuki, Clinical applications of wavefront aberrometry: A review, Clinical and Experimental Ophthalmology 2009; 37: 118-129
- [15] Marcos Susana, Refractive Surgery and Optical Aberrations, Optics & Photonics News January 2001.

- [16] Cheng, Thibos, Bradley, Estimating Visual Quality from Wavefront, Journal of Refractive Surgery Volume 19 September/October 2003.
- [17] Liang, J., Grimm, B., Goelz, S., & Bille, J. (1994). Objective measurement of the wave aberrations of the human eye using a Hartmann-Shack wavefront sensor. Journal of the Optical Society of America, A, 11, 1949-1957.
- [18] G. Varillas; E. López-Olazagasti; M. A. Rosales; G. Ramírez; E. Tepichín, “AGUDEZA VISUAL OBJETIVA”, LI Congreso Nacional de la Sociedad Mexicana de Física. Zacatecas, Zacatecas 2008.
- [19] M. A. Rosales, E. López-Olazagasti, G. Ramírez-Zavaleta, G. Varillas, E. Tepichín “Objective evaluation of the visual acuity in human eyes”Proc. SPIE 7423, 7423E1 (2009).
- [20] G. Varillas; E. López-Olazagasti; M. A. Rosales; G. Ramírez; E. Tepichín S2-FMCT10 “EVALUACION OBJETIVA DE LA AGUDEZA VISUAL”, VI Encuentro Participación de la Mujer en la Ciencia 2009.
- [21] Irving P. Herman, Physics of the Human Body, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2007.
- [22] Ronan O’Rahilly, M.D. ANATOMIA DE GARDNER Quinta edicion Interamericana McGraw Hill.
- [23] Alters Sandra Biology: understanding life, Jones & Bartlett Learning, 2000. Edición. 3.
- [24] Bennett A. G. and Rabbetts R. B., Clinical Visual Optics, Butterworth-Heinemann Ltd., Woburn, MA, (1988).
- [25] Theodore Grosvenor, Primare Care Optometry Elsevier Health
- [26] <http://www.thirdeyehealth.com/eye-diagram.html>
- [27] Lang Gerhard K. Lang, Gareis Oskar, Ophthalmology: a pocket textbook atlas, Thieme , 2006.
- [28] M.Yanoff, J. S. Duker, J. Augsburger, Ophthalmology, Elsevier Health Scienes, 2008.
- [29] Atchison DA, Smith G. Optics of the Human Eye. Oxford United Kingdom: Butterworth-Heinemann, 2000.
- [30] Willian R. Hendee, Peter Neil Template Wells The perception of visual information Segunda edición Springer 1997

- [31] Steven H. Schwartz Visual perception; a clinical orientation Tercera Edición McGraw Hill 2004.
- [32] Cantú R, Rosales MA, Tepichín E, Curioca A, Montes V, Bonilla J, Espinoza V, "Whole Eye Wavefront Aberrations in Mexican Male Subjects (UCVA $\geq$ 20/20, 20/30 and 20/40)", J Refract Surg, 2004;20:S685-S688.
- [33] E. López-Olazagasti; E. Tepichín; R. Cantú; M. A. Rosales; G. Varillas; J. G. Ramírez; J. Ibarra. Resultados obtenidos al aplicar la técnica de ablación de superficie avanzada pseudoacomodativa (pasa) para corregir un caso de presbicia y ametropía residual después de una pseudofaquia con una lente intraocular monofocal. V Encuentro Participación de la Mujer en la Ciencia 2008.
- [34] Andrew Carkeet, Seo-Wei Leo, Boo-Kian Khoo, Kah-Guan Au Eong, Modulation Transfer Functions in Children: Pupil Size Dependence and Meridional Anisotropy, Investigative Ophthalmology & Visual Science, July 2003, Vol. 44, No. 7

Trabajos Presentados.

- 📖 G. Varillas; E. López-Olazagasti; M. A. Rosales; G. Ramírez; E. Tepichín, “AGUDEZA VISUAL OBJETIVA”, LI Congreso Nacional de la Sociedad Mexicana de Física. Zacatecas, Zacatecas 2008.
- 📖 M. A. Rosales, E. López-Olazagasti, G. Ramírez-Zavaleta, G. Varillas, E. Tepichín “Objective evaluation of the visual acuity in human eyes”. Proc. SPIE 7423, 7423E1 (2009).
- 📖 G. Varillas; E. López-Olazagasti; M. A. Rosales; G. Ramírez; E. Tepichín S2-FMCT10 “EVALUACION OBJETIVA DE LA AGUDEZA VISUAL”, VI Encuentro Participación de la Mujer en la Ciencia 2009.
- 📖 Varillas G, López-Olazagasti E, Sánchez de la Llave D, Ramírez-Zavaleta G, Tepichín E,” Objective visual acuity in human eyes obtained from its wavefront aberration function”, 22nd General Congress of the International Commission for Optics (ICO-22), Puebla, México August, 2011.
- 📖 Varillas G, López-Olazagasti E, Sánchez de la Llave D, Ramírez-Zavaleta G, Tepichín E,” Objective visual acuity in human eyes obtained from its wavefront aberration function”, Seminario Institucional INAOE Agosto 2011.