



VNIVERSITAT
DE VALÈNCIA

DOCTORADO
EN OPTOMETRÍA AVANZADA Y CIENCIAS DE LA VISIÓN

RESPUESTA DE LA FUNCIÓN DE SENSIBILIDAD AL
CONTRASTE POR MEDIO DE UN TEST INFORMATIZADO
EN POBLACIÓN AFRICANA, NAMPULA, MOZAMBIQUE.
TESIS DOCTORAL

Doctoranda: Silvia Marcela Escobar Durán

Director: Dr. Álvaro Máximo Pons Moreno

Departamento de Óptica y Optometría y Ciencias de la Visión

Facultad de Física

Universitat de València

Burjassot, Enero del 2021



VNIVERSITAT
DE VALÈNCIA

**DOCTORADO EN OPTOMETRÍA AVANZADA
Y CIENCIAS DE LA VISIÓN**

**RESPUESTA DE LA FUNCIÓN DE SENSIBILIDAD AL
CONTRASTE POR MEDIO DE UN TEST INFORMATIZADO
EN POBLACIÓN AFRICANA, NAMPULA, MOZAMBIQUE.
TESIS DOCTORAL**

Doctoranda: Silvia Marcela Escobar Durán

Director: Dr. Álvaro Máximo Pons Moreno

Departamento de Óptica y Optometría y Ciencias de la Visión.

Facultad de Física. Universitat de València

Burjassot, Enero del 2021

*“Después de escalar una montaña muy alta,
descubrimos que hay muchas otras
montañas por escalar”.*

NELSON MANDELA

AGRADECIMIENTOS

Quisiera dedicar este trabajo primero que todo a Dios por ser el sostén de mi vida y camino, a mi madre OLGA DURAN CHACON, mi modelo, mi todo. Gracias por hacer de mi la mujer que soy, por su ejemplo y apoyo incondicional, gracias por todo el amor y fortaleza en los momentos difíciles de este camino investigativo. A mi padre LUIS JOSE ESCOBAR DOMINGUEZ, agradezco su motivación y amor para terminar este trabajo, a mis tías y familiares gracias por la motivación y amor incondicional, por ayudar a que este trabajo y sueño se hicieran realidad.

Gracias a mi director Álvaro Máximo Pons Moreno, por su paciencia y dedicación, gracias por contribuir con mi formación académica, por su ingenio e inteligencia la hora de crear el test psicofísico para realizar este trabajo, gracias por creer en mí y desde el primer trabajo en el que se realizaron las medidas preliminares de este test, que sirvieron como medidas de referencia para realizar esta gran investigación en diferentes tipos de condiciones oculares, gracias por el apoyo y esfuerzo para lograr que esta investigación culminara con éxito.

A mis amigos y colegas en Colombia y otras partes del mundo, que con su apoyo y motivación me han ayudado para la culminación de esta tesis doctoral.

Agradezco a la doctora Lina Casadiego, amiga y profesional en epidemiología y estadística, quien ayudó con su asesoría metodológica a realizar esta tesis doctoral, con sus conocimientos, paciencia y entrega. Gracias por enseñarme tanto.

Gracias a mis profesores y amigos de la Universidad de Valencia los doctores Andrés Gené Sampedro, y Francisco Sañudo por su motivación, apoyo y fuerza para que terminara este trabajo con éxito.

Gracias a mi amiga Mari Carmen Morales, por el apoyo incondicional, cariño, fuerza, dedicación y tiempo para leer este extenso texto y así no tener errores de redacción y un castellano ejemplar para este tipo de trabajo. Mari Carmen solo palabras de agradecimiento contigo, gracias por todo el amor y cariño, y amistad para toda la vida.

A la Universidad de Lúrio, la cual me dio la oportunidad de crecer y superarme profesionalmente, una especial mención a mis colegas y estudiantes del curso de licenciatura en optometría, de la Facultad de Ciencias de Salud, por el apoyo y ayuda durante la realización de esta investigación.

FINANCIACIÓN

Este trabajo de investigación fue realizado con recursos propios de la autora de la investigación.

DIVULGACIÓN CIENTÍFICA

PRESENTACIONES EN CONGRESOS Y CONFERENCIAS DE OPTOMETRÍA

29-31/03/2018 Escobar Durán, SM; *Respuesta de la función de la sensibilidad al contraste en pacientes atendidos en la clínica de optometría de la universidad de Lurio, Mozambique durante 2016.* Primera conferencia interamericana de optometría y ciencias de la visión, 17 conferencia internacional de Optometría, CIO 2018, Fedopto. Orlando, Florida, USA. Course accredited by ARBO (association of regulatory boards of Optometry).

13-15/04/2018 Escobar Durán, SM, Pons, A. *Respuesta de la función de la sensibilidad al contraste en pacientes atendidos en la clínica de optometría de la universidad de Lurio, Mozambique durante 2016;* 25 conferencia internacional de optometría, contactología y óptica oftálmica, OPTOM 2018, Madrid, España, Abril 2018. Abstract publicado en libro de resúmenes OPTOM´18 ID 1183.

09-11/08/2018 Escobar Durán, SM, *Diseño de un test de sensibilidad al contraste computarizado,* 29 conferencia nacional de optometría, Fedopto, Agosto, 2018, Barranquilla, Colombia.

04-05/05/2019 Escobar Durán, SM, Pons, A., Amuza, A., *evaluación de la respuesta de la función de sensibilidad al contraste en pacientes con HIV, en Mozambique durante 2017,* Congreso internacional de optometría y ciencias de la visión, COCIV 19, mayo, Braga, Portugal, ID:40.

04-05/05/2019 Escobar Durán, SM, Pons, A, Ferrería, G, *Validación de un nuevo test de sensibilidad al contraste computarizado en Mozambique, durante 2016,* Congreso internacional de optometría y ciencias de la visión, COCIV 19, Mayo, Braga, Portugal, ID:43.

ABREVIATURAS

AV: Agudeza visual

Cd/m² : candelas por metro cuadrado

CC: comisión científica

CIBSUL: Comité institucional de bioética en salud de la Universidad de Lurio.

cm: centímetros

CMV: citomegalovirus

cpg: Ciclos Por Grado

CVS: Contrast Sensivity Vision test

D: Dioptrías

FSC: Función sensibilidad al contraste

FCS: facultad de ciencias de Salud

HCN: Hospital central de Nampula

LIO: Lente intraocular

LOGMAR: Logaritmo del mínimo ángulo de resolución

MTF: Modulation Transfer Function

m: metros

μs: microsegundos

OD: Ojo derecho

OI: Ojo Izquierdo

OMS: Organización mundial de la salud

PSF: Point spread function

RI: Rango intercuartílico

RCMV: Retinopatía por citomegalovirus

SC: Sensibilidad al contraste

Td: Trolands

TB: Tuberculosis

UL: Universidad Lúrio

VAR: Visual Acuity Rating

VIH: virus de inmunodeficiencia humana

ÍNDICES

ÍNDICE DE FIGURAS

LISTA DE FIGURAS	PÁGINA
Figura 1. Esquema del proceso visual humano.....	19
Figura 2. Estructura de los fotorreceptores.....	21
Figura 3. Niveles de luminancia de los fotorreceptores.....	22
Figura 4. Distribución de los fotorreceptores en la retina.....	23
Figura 5. Procesamiento de las señales eléctricas enviadas de la retina al cerebro para su integración	25
Figura 6. Distribución de las células <i>P</i> y <i>M</i> en la retina.....	26
Figura 7. Campos receptivos de las células ganglionares.....	28
Figura 8. Límite de resolución debido a la difracción.....	30
Figura 9. Gráfico del ángulo de resolución del optotipo.....	34
Figura 10. Función de la Sensibilidad al contraste	40
Figura 11. Perfil de luminancia de una rejilla de red sinusoidal....	43
Figura 12. Ejemplos de frecuencia espacial.....	44
Figura 13. Modelo de frecuencia espacial.....	45
Figura 14. FSC con los distintos canales.....	46
Figura 15. Modelo explicativo de PSF	48
Figura 16. Modelo explicativo de MTF	50
Figura 17. Comparación entre los test rápidos y convencionales de medida de FSC	54
Figura 18. Estímulos de ModelFest	55

Figura 19. Carta de SC de Pelli-Robson	58
Figura 20. Carta de Bailey-Lovie.....	59
Figura 21. Test VISTECH.....	62
Figura 22. Test FACT	64
Figura 23. Test CSV-1000E.....	65
Figura 24. FSC con diferentes niveles de luminancia.....	67
Figura 25. FSC con diferentes medidas de excentricidad.....	69
Figura 26. FSC con diferentes perfiles de redes	71
Figura 27. FSC según el tamaño del test.	72
Figura 28 FSC según el tiempo de exposición.	74
Figura 29 FSC con diferentes lentes oftálmicas con, desenfoco...	76
Figura 30. FSC con diferentes diámetros pupilares.....	78
Figura 31. FSC en diferentes grupos por edad	80
Figura 32. FSC en defectos refractivos.....	91
Figura 33. FSC en la Presbicia.....	93
Figura 34. FSC en pacientes con Catarata	95
Figura 35. FSC en pacientes con Glaucoma, Catarata y Degeneración macular relacionada con la edad	98
Figura 36. FSC en pacientes con y sin Retinopatía diabética	100
Figura 37. FSC en pacientes con LIO	103
Figura 38. FSC en pacientes con neuritis óptica.....	107
Figura 39. FSC en pacientes con retinitis por HIV.....	109
Figura 40. FSC en pacientes con Queratocono.....	111
Figura 41. Tipos de pérdida de FSC.....	114
Figura 42. Pérdidas de sensibilidad al contraste.....	115
Figura 43. Mapa de Mozambique.....	127

Figura 44. Mapa de la Provincia de Nampula.....	128
Figura 45. Mapa de la ciudad de Nampula.....	130
Figura 46. Diseño muestral del estudio.....	131
Figura 47. Curvas de calibración de los niveles digitales del Monitor utilizado para la investigación.....	141
Figura 48. Niveles digitales de gris generados por bitstealing.....	142
Figura 49. Valores promedio de sensibilidad al contraste del estudio de validación.....	144
Figura 50. Resultados según la FSC en pacientes sanos	160
Figura 51. Resultados según la FSC en pacientes con defecto refractivo miopía	161
Figura 52. Resultados según la FSC en pacientes con defecto refractivo hipermetropía	163
Figura 53. Resultados según la FSC en pacientes con defecto refractivo astigmatismo.....	164
Figura 54. Resultados según la FSC en pacientes con defecto Refractivos. Comparación con pacientes sanos.	165
Figura 54b. Resultados según la FSC en pacientes con defecto refractivos	166
Figura 55. Resultados según la FSC en pacientes mayores de 40 años con presbicia.....	168
Figura 56. Resultados según la FSC en el grupo de pacientes con tuberculosis.....	169
Figura 57. Resultados según la FSC en pacientes con lente Intraocular	171
Figura 58. Resultados según la FSC en pacientes con catarata	172

Figura 59. Resultados según la FSC en pacientes con glaucoma	
.....	174
Figura 60. Resultados según la FSC en el grupo de pacientes	
Con HIV.....	175
Figura 61. Resultados según la FSC por grupos de	
participantes.....	176

ÍNDICE DE TABLAS

LISTA DE TABLAS	PÁGINA
Tabla 1. Equivalencia de las diferentes notaciones de AV	37
Tabla 2. Pruebas diagnósticas.....	138
Tabla. 3 Resultados demográficos (Género y Edad)	157
Tabla. 4 Resultados de la distribución de los grupos de los participantes del estudio	159

TABLA DE CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS.....	VI
FINANCIACIÓN.....	VIII
DIVULGACIÓN CIENTIFICA.....	IX
ABREVIATURAS.....	XI
ÍNDICES	1
ÍNDICE DE FIGURAS.....	3
ÍNDICE DE TABLAS.....	7
1. INTRODUCCIÓN.....	16
1.1 EL SISTEMA VISUAL Y PROCESO VISUAL	
HUMANO.....	17
1.1.1 Determinación de la calidad visual	29
1.1.2 Métodos de medida de la agudeza visual	33
1.1.2.1 Notaciones de la agudeza visual	
.....	34
1.1.2.1.1 Fracción de Snellen	34
1.1.2.1.2 Decimal	35
1.1.2.1.3 Log mar	35
1.1.2.1.4 Var	36
1.1.3 Aplicaciones clínicas de la agudeza visual	37
1.2 SENSIBILIDAD AL CONTRASTE.....	39

1.2.1	Determinación de la función de sensibilidad al contraste	41
1.2.1.2	Relación entre la FSC y la función de modulación de transferencia óptica	47
1.3	MÉTODO DE MEDIDA DE SENSIBILIDAD AL CONTRASTE	51
1.3.1	Generación de redes	51
1.3.2	Reconocimiento de letras	56
1.3.2.1	Test de letras (No periódicos)	56
1.3.2.1.1	Test Pelli-Robson	56
1.3.2.1.2	Test de Regan	58
1.3.2.1.3	Test de Bailey Lovie	58
1.3.2.2	Test de redes impresos (periódicos)	59
1.3.2.2.1	Test VCTS (VISTECH)	59
1.3.2.2.2	Functional acuity contrast test (FACT)	62
1.3.2.2.3	Test contrast sensivity vision (CSV-1000E)	64
1.4	PARAMETROS QUE AFECTAN LA FSC	66
1.4.1	Luminancia	66
1.4.2	Excentricidad	68
1.4.3	Orientación de la red	69
1.4.4	Perfil de la red	70
1.4.5	Tamaño del test	71
1.4.6	Tiempo de exposición	72
1.4.7	Desenfoque	74

1.4.8	Diámetro pupilar.....	76
1.4.9	Edad del paciente.....	78
1.5	APLICACIONES CLÍNICAS DE LA FSC.....	81
1.5.1	Evaluaciones pre-quirúrgicas.....	82
1.5.2	Evaluación corneal	83
1.5.3	Lentes de contacto	84
1.5.3.1	Errores refractivos residuales	84
1.5.3.2	Aberración esférica	84
1.5.3.3	Cambios en las lentes de contacto blandas	85
1.5.3.4	Depósitos en las lentes de contacto	85
1.5.3.5	Edema corneal.....	85
1.5.4	Cirugías refractivas.....	85
1.6	PATOLOGÍAS Y CONDICIONES OCULARES QUE AFECTAN LA SENSIBILIDAD AL CONTRASTE.....	88
1.6.1	Defectos refractivos.....	88
1.6.1.1	Miopía	89
1.6.1.2	Hipermetropía.....	89
1.6.1.3	Astigmatismo.....	89
1.6.2	Presbicia.....	91
1.6.3	Catarata.....	93
1.6.4	Glaucoma.....	95
1.6.5	Retinopatía diabética.....	98
1.6.6	Degeneración macular relacionada a la edad (DMRE).....	100
1.6.7	Lentes intraoculares (LIO)	101
1.6.8	Tuberculosis (TB)	103

1.6.9	Neuropatía óptica toxica.....	105
1.6.10	Virus de inmunodeficiencia humana (VIH).....	107
1.6.11	Enfermedades corneales	109
1.7	TIPOS DE PERDIDA DE SENSIBILIDAD AL CONTRASTE	112
2.	JUSTIFICATIVA, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	117
2.1	JUSTIFICATIVA	118
2.2	HIPÓTESIS DEL ESTUDIO	123
2.3	OBJETIVOS.....	123
2.3.1	General.....	123
2.3.2	Específicos	123
3.	MATERIALES Y MÉTODOS.....	125
3.1	Diseño del estudio	127
3.2	Población.....	127
3.2.1	Población blanco.....	127
3.2.2	Población de estudio.....	127
3.3	Muestra.....	130
3.3.1	Muestreo.....	130
3.4	Criterios.....	132
3.4.1	Criterios de inclusión.....	132
3.4.2	Criterios de exclusión.....	132
3.4.3	Criterios de diagnósticos.....	133
3.4.3.1	Paciente sano/emétrope	133
3.4.3.2	Paciente con miopía	133

3.4.3.3	Paciente con hipermetropía	133
3.4.3.4	Paciente con astigmatismo.....	133
3.4.3.5	Paciente con presbicia	134
3.4.3.6	Paciente con catarata.....	134
3.4.3.7	Paciente con lentes intraoculares	134
3.4.3.8	Paciente con HIV	135
3.4.3.9	Paciente con tuberculosis	135
3.5	Pruebas diagnósticas.....	138
3.6	Diseño del test psicofísico de medida de la FSC.....	139
3.6.1	Generación de paletas gris por bit-stealing	140
3.6.2	Calibración del sistema	141
3.6.3	Validación del test psicofísico	143
3.7	Técnica de recolección de la información.....	147
3.7.1	Protocolo del examen optometría clínica.....	147
3.7.2	Protocolo del examen FSC	148
3.8	Análisis estadístico.....	149
3.9	Consideraciones éticas.....	151
4.	RESULTADOS.....	156
4.1	Interpretación de los resultados.....	157
4.1.1	Distribución de resultados según género y edad.....	157
4.1.2	Distribución de resultados según los grupos de los participantes del estudio	158
4.1.3	Distribución de los resultados según FSC en pacientes sanos	159

4.1.4	Distribución de los resultados según FSC en pacientes con defectos refractivos.....	160
4.1.4.1	Pacientes con miopía	160
4.1.4.2	Pacientes con hipermetropía	162
4.1.4.3	Pacientes con Astigmatismo	163
4.1.5	Distribución de los resultados según FSC en pacientes con presbicia.....	167
4.1.6	Distribución de los resultados según FSC en pacientes con Tuberculosis.....	168
4.1.7	Distribución de los resultados según FSC en pacientes con Lente intraocular.....	169
4.1.8	Distribución de los resultados según FSC en pacientes con Catarata.....	171
4.1.9	Distribución de los resultados según FSC en pacientes con Glaucoma.....	173
4.1.10	Distribución de los resultados según FSC en pacientes con VIH	174
4.1.11	Distribución de los resultados según la FSC por grupos de participantes.....	175
5.	DISCUSIÓN.....	178
5.1	Discusión.....	180
5.2	Limitaciones del estudio	199
6.	CONCLUSIONES.....	202
7.	REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	208
8.	ANEXOS.....	252

8.1 ANEXO 1: carta aprobación CIBSUL.....	254
8.2 ANEXO 2: Hoja de información al paciente.....	255
8.3 ANEXO 3: Termino de consentimiento informado.....	256
8.4 ANEXO 4: Historia clínica optométrica	257
8.5 ANEXO 5: Historia clínica para medir la FSC creada y validada para el estudio.....	261

1. INTRODUCCIÓN

1.1 EL SISTEMA VISUAL HUMANO Y EL PROCESO VISUAL

La mayor parte de la información que se encuentra en nuestro entorno llega a través del sentido de la visión, la visión es muy compleja ya que involucra muchas estructuras oculares, la retina es el sitio de transformación de la energía de la luz en una señal neural.

La retina está formada por diferentes tipos de células (fotorreceptores, bipolares y ganglionares), que reciben la luz para ser codificada en la vía visual, la ruta por la cual la información visual del entorno llega al cerebro para su interpretación. Las células fotorreceptoras transforman los fotones de luz en una señal neural a través del proceso de fototransducción, luego transfieren esta señal a las células bipolares, que a su vez hacen sinapsis con las células ganglionares, que transmiten la señal a otras células de la retina (células horizontales, células amacrinas y neuronas interplexiformes). Estas células modifican e integran la señal generando la información que será llevada hasta el córtex visual para recibir e interpretar las imágenes.

La generación de la señal que llega al cerebro desde la incidencia de un fotón pasará por tanto por tres etapas: una etapa óptica, la cual permite la formación de la imagen en la

Introducción

retina a través de los medios ópticos oculares (córnea, cristalino y humores); la etapa retiniana o de fotorrecepción, la cual hace posible el registro de esa imagen por los diferentes tipos de células que conforman la retina; y, por último, la etapa cortical, que tomará y procesará esa información en diferentes etapas (de la zona V1 a otras superiores) para conseguir una interpretación reconocible y útil. La proyección de la información desde la retina al núcleo geniculado lateral se reorganizará a través de caminos paralelos (magnocelular, parvocelular y koniocelular, según el tipo de célula del NGL sobre el que se proyecte, con funcionalidades separadas (Lennie,80) y luego pasa a la corteza visual para finalizar en la percepción visual de la imagen. (Remington, 2005, pag 55, 232). (Ver fig.1).

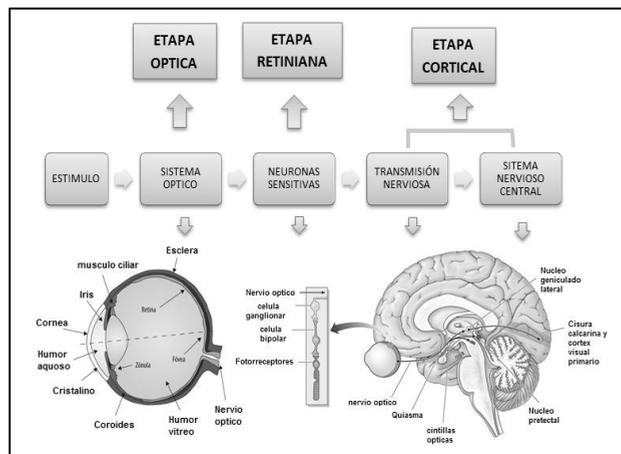


Figura 1. Esquema del proceso visual humano Fuente: traducido y creado por Silvia M. Escobar D.

Introducción

En la etapa retiniana, es fundamental la función de dos tipos de células fotorreceptoras, los conos y los bastones, que tienen como función transformar la energía de los fotones en señales electroquímicas, que serán transmitidas después a etapas superiores (fig 2).

La respuesta de los bastones se produce en niveles de luminancia baja, con un umbral de respuesta bajo y un rango dinámico de respuesta entre 10^{-6} hasta el 10^{-3} cd/m². Su distribución en la retina es de mayor densidad en la retina periférica. Su respuesta espectral es de banda ancha, con un máximo alrededor de los 500nm. Por estas condiciones, su funcionamiento se restringe al rango de la visión escotópica y mesópica, permitiendo la visión nocturna, pero al ser acromáticos no dan respuesta al color en estas condiciones (ver fig. 3-4). (*Remington, 2005, pág. 60*)

Los conos se encuentran concentrados en la zona central de la retina, específicamente en la fovea, se distribuyen en un ángulo de 2 grados medidos desde la fovea. Existen 3 tipos de conos, con diferentes rangos de sensibilidad espectral alrededor de las longitudes onda corta, media y larga, con máximos de sensibilidad en 430, 530 y 700nm. Precisan de una luminancia alta para dar respuesta, por lo que son los responsables de la visión diurna, conocida como visión fotópica, aunque su umbral se encuentra en el rango mesópico. Son además los

Introducción

responsables de la visión del color y tienen una mayor resolución espacial (Remington, 2005, pág. 61-62), (ver fig. 3).

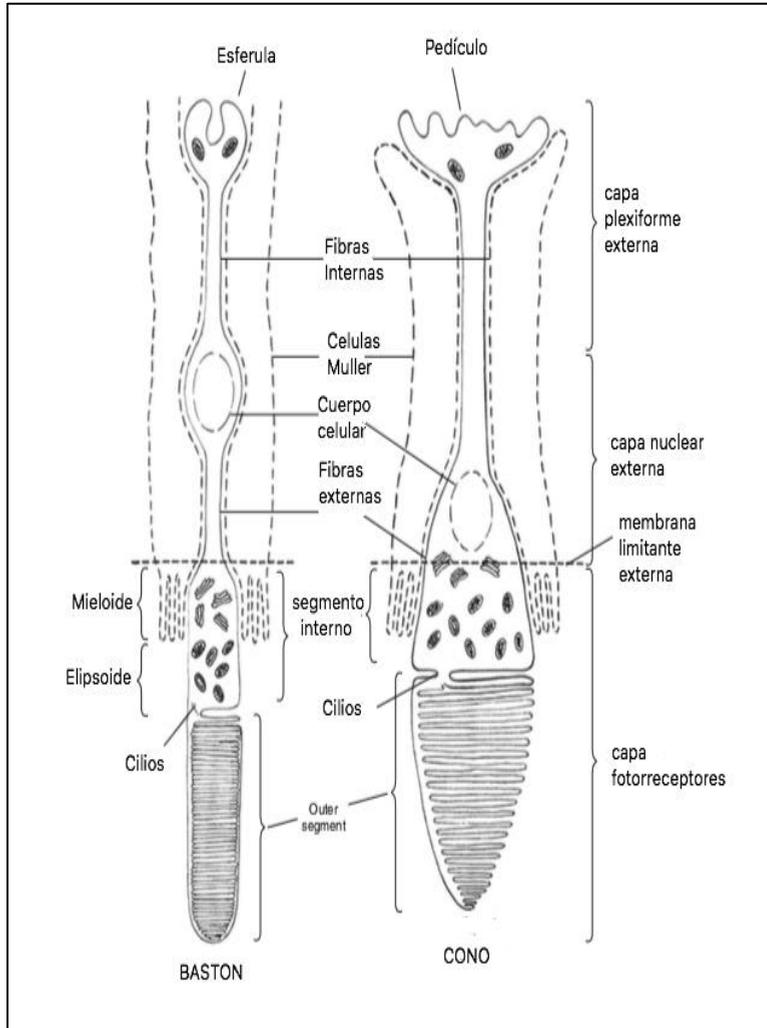


Figura 2. Estructura de los fotorreceptores. Fuente: Remington, 2005, pág. 59, traducido y adaptado por Silvia M. Escobar D.

Introducción

El intervalo de luminosidad donde intervienen los dos tipos de fotorreceptores (conos y bastones) se conoce como mesópica.

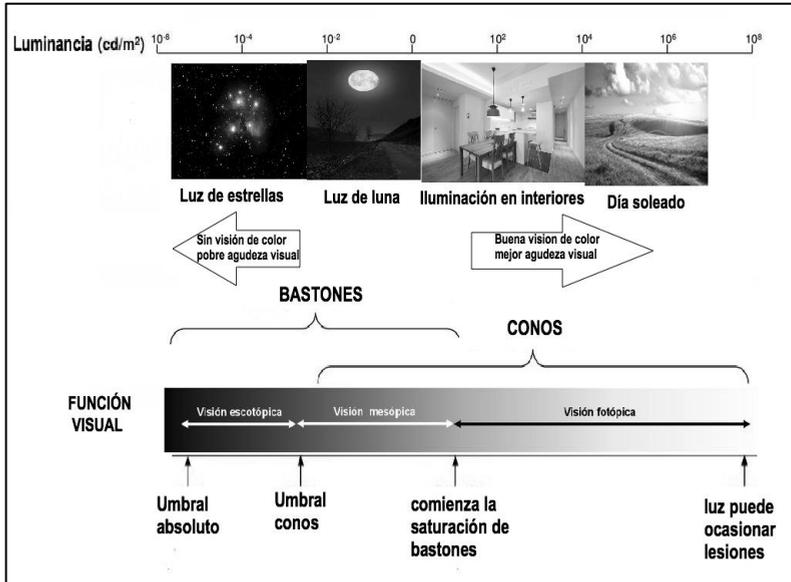


Figura 3. Niveles de luminancia de los fotorreceptores. Fuente: Purves et al. ,2004, traducido y adaptado por Silvia M. Escobar.

La distribución de los fotorreceptores en la retina es poco uniforme, los conos se encuentran en mayor concentración en la fóvea, donde se alcanza la máxima agudeza visual, mientras que los bastones tienen mayor densidad en la periferia.

En la figura 4, se puede apreciar la distribución de bastones y conos en la retina humana. Como se puede observar, los conos están presentes a baja densidad en toda la retina, con un pico de densidad en el centro de la fóvea. Por el contrario, los bastones

Introducción

están presentes en alta densidad en la mayor parte de la retina, con un fuerte descenso en la fóvea: Los recuadros en la parte superior ilustran la apariencia de la cara en las secciones a través de los segmentos exteriores de los fotorreceptores en diferentes excentricidades, el aumento de la densidad de conos en la fóvea se acompaña de una sorprendente reducción en el diámetro de sus segmentos externos.

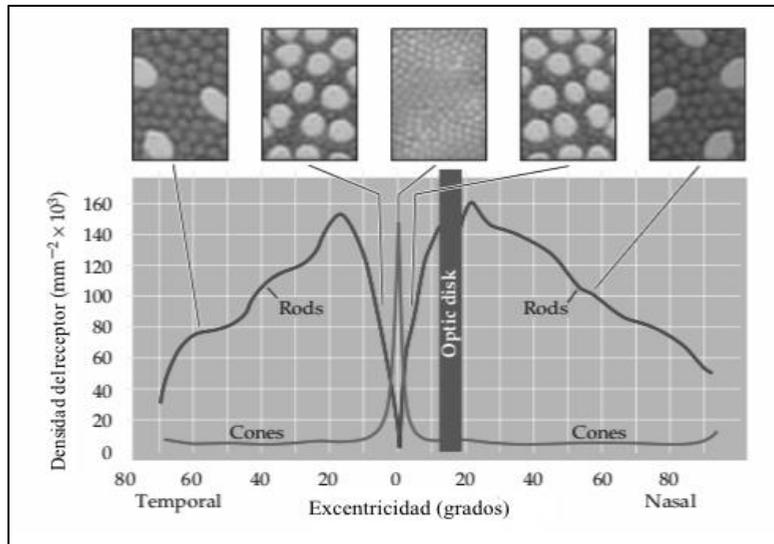


Figura 4. Distribución de los fotorreceptores en la retina. Fuente: Purves et al., (2004). Traducido y adaptado por Silvia M. Escobar Durán.

La transducción visual o fototransducción es el proceso mediante el cual un fotón de luz genera una respuesta nerviosa en los fotorreceptores, la luz pasa a través de las células

Introducción

ganglionares y atraviesa todas las capas de la retina hasta alcanzar los segmentos externos de los fotorreceptores, la señal luminosa captada por los fotorreceptores es procesada y posteriormente transmitida a las células bipolares, siendo modulada por las células horizontales en la capa plexiforme externa, las células bipolares emiten un axón que hace contacto sináptico en la capa plexiforme interna, en esta capa, la información que proviene de las células bipolares es procesada en complejos circuitos por las células amacrinas y ganglionares, los axones de estas últimas constituyen el nervio óptico, a través del cual se envía la información visual al cerebro.

La percepción visual tiene un mecanismo básico: convertir la energía luminosa en energía eléctrica, y esto ocurre en dos etapas. En la primera fase, la luz atraviesa los medios transparentes o refringentes del ojo (la córnea, el humor acuoso, el cristalino y el cuerpo vítreo) que permiten la formación de la imagen óptica en la retina, donde se encuentran los fotorreceptores y otras células que convierten los estímulos luminosos en señales eléctricas. En la segunda parte del proceso, las señales eléctricas son enviadas por el nervio óptico a otras áreas del cerebro para su procesamiento e integración, permitiendo así obtener la información sobre el color, la profundidad, el movimiento y la forma (Ver figura 5.) (*Serrano*, (2006).

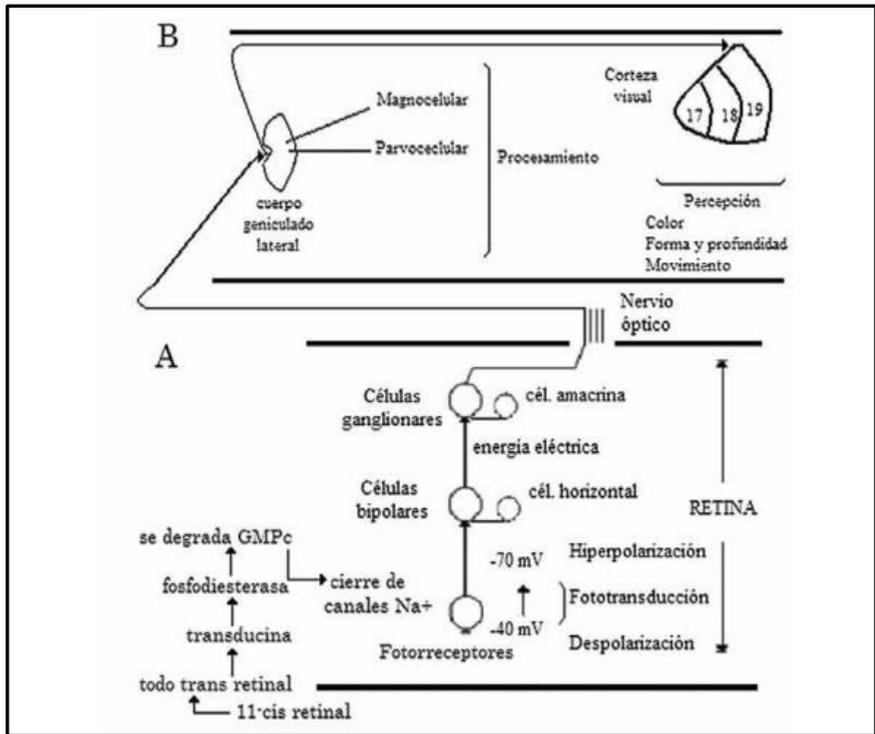


Figura 5. Procesamiento de las señales eléctricas enviadas de la retina al cerebro para su integración. Fuente: *Serrano, (2006).*

La señal de las células fotorreceptoras es integrada por las células ganglionares. Cada célula ganglionar responde por tanto a la estimulación de una pequeña zona circular en la retina, que define el campo receptivo de la célula, en este caso (*Kuffler, 1950*) fue el primero en distinguir dos clases de células ganglionares: las de centro “encendido” y centro “apagado”.

Introducción

En el ser humano estas células ganglionares se conocen como células P centrales ON u OFF (porque se proyectan a las capas parvocelulares del núcleo geniculado lateral) y células M centrales ON / OFF (porque se proyectan a las capas magnocelulares de las células P núcleo geniculado lateral) (Heckenlively y Arden, 2006), pag 52). (ver fig. 6).

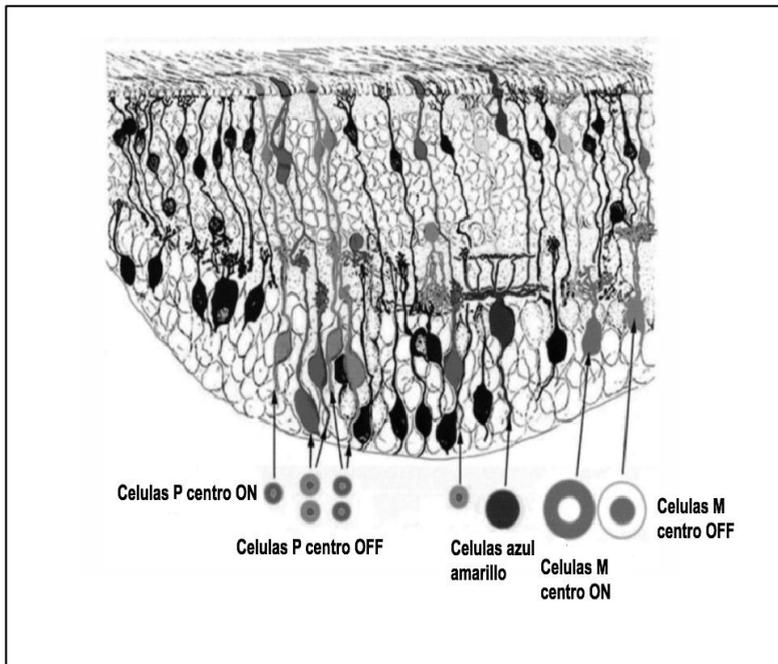


Figura 6. Distribución de células P y células M en la retina.

Fuente: Heckenlively y Arden, 2006. Traducido y adaptado por Silvia M. Escobar Durán

Introducción

Las células horizontales reciben su entrada excitadora de los fotorreceptores; en especial de los conos, por lo que su área de recolección o campo receptivo es muy grande, esta información les da una gran respuesta potencial hiperpolarizante lenta siguiendo el curso de tiempo de la luz encendida, el tamaño de su campo receptivo es muy grande, no solo por la gran cantidad de conos con sus pequeños campos receptivos individuales sino también porque las células horizontales están unidas, una a otra, en uniones eléctricas conocidas como uniones gap.

La célula bipolar recibe entrada excitadora, una sola célula bipolar con su respuesta de luz hiperpolarizante (OFF) o despolarizante (ON) llevaría una respuesta bastante borrosa de gran campo a su célula ganglionar si no fuera por las células horizontales que agregan un entorno oponente que es espacialmente constrictivo, pone un borde alrededor del campo y le da a la célula bipolar lo que se conoce como una organización central envolvente, el centro bipolar sería de un signo, es decir, ya sea ENCENDIDO en el centro o APAGADO en el centro, y la celda horizontal mediante un mecanismo de retroalimentación agrega un sonido envolvente APAGADO o ENCENDIDO, respectivamente.

El mensaje que se transmite al cerebro es una explosión de picos cuando la luz está presente para las células ganglionares centrales ENCENDIDAS o una explosión de picos cuando la

Introducción

luz termina para las células ganglionares centrales APAGADAS, los campos receptivos son la forma de "sombrero mexicano" con potenciales de membrana despolarizante (hacia arriba) para las células centrales ON e hiperpolarizante (hacia abajo) para las células centrales OFF. Tanto las células ganglionares ON como OFF tienen un entorno inhibitorio grande y fuerte (Heckenlively y Arden, 2006, pag 56). (ver fig. 7).

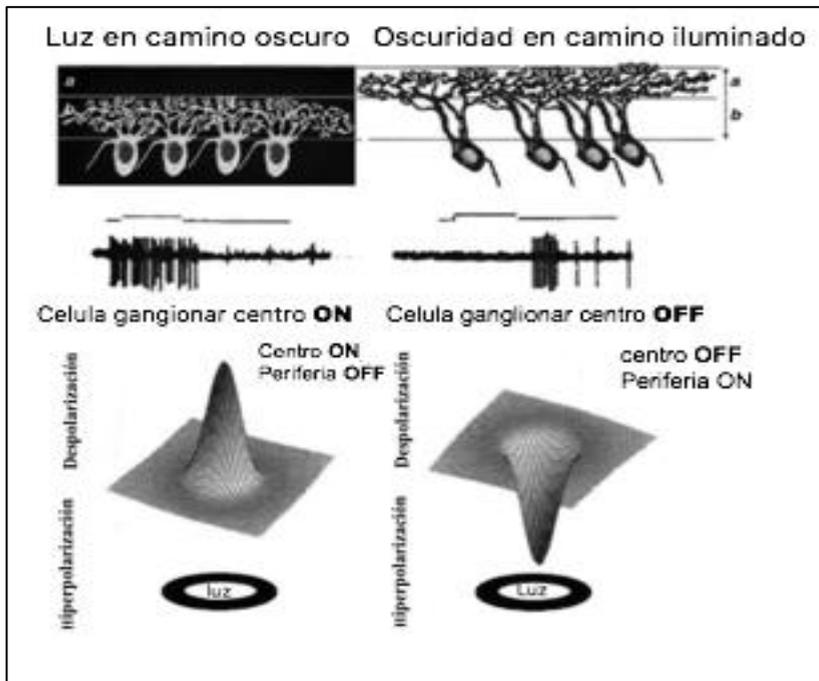


Figura 7. Campos receptivos de las células ganglionares

Fuente: Heckenlively, y Arden, 2006. Traducido y adaptado por Silvia M. Escobar Durán

1.1.1 DETERMINACIÓN DE LA CALIDAD VISUAL

La calidad del sistema visual puede determinarse por medio de diferentes métodos, siendo los más conocidos la determinación de la Agudeza Visual y de la Función de Sensibilidad al Contraste, que brindan información del sistema visual y sirven como indicadores ante la presencia de alguna anomalía en la visión.

La Agudeza visual (AV) se define funcionalmente como la capacidad de detección, resolución o reconocimiento del sistema visual, y se expresa como la inversa del mínimo tamaño angular que es posible detectar, resolver o reconocer (*Benjamín, 2006, pág. 217*).

La AV del ojo está limitada por parámetros físicos y anatómicos denominados a continuación:

- **Difracción:** los efectos ondulatorios de la luz modifican la forma de los frentes de onda que llegan a ojo al encontrarse con los bordes de la pupila. El resultado es que, en vez de formarse una imagen puntual, se forma una imagen extensa cuyo tamaño depende de la longitud de onda de la luz incidente y el diámetro pupilar. Esta forma se conoce como disco o patrón de Airy. (*Furlan et al, 2009*). (ver fig. 8).

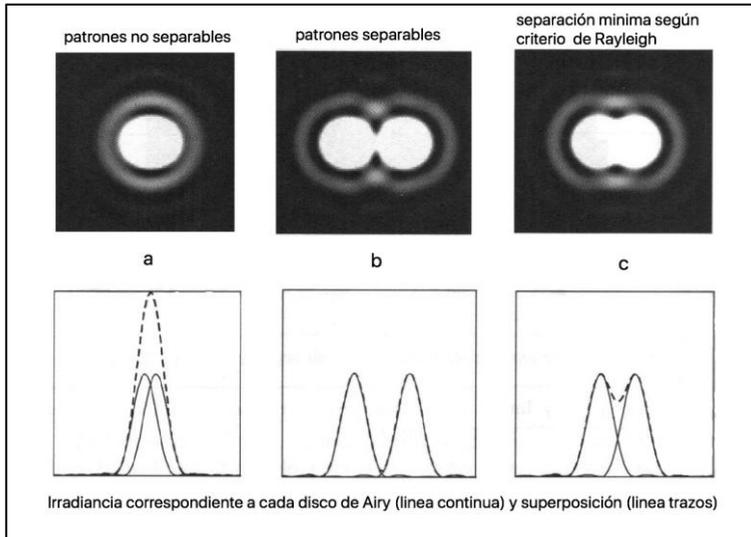


Fig. 8. Límite de resolución debido a la difracción

Fuente: Furlan et al, 2009, adaptado por Silvia M. Escobar Durán.

- **Aberraciones ópticas:** las aberraciones afectan negativamente la capacidad de resolución degradando la calidad de la imagen en la retina. Esta resolución se ve afectada por el desenfoque y los defectos refractivos como la miopía, hipermetropía o el astigmatismo. Las aberraciones de orden superior tienen una menor influencia sobre la AV pero se vuelven más problemáticas a medida que aumenta el tamaño pupilar. Por otra parte otros fenómenos asociados a la propagación de la luz como la *dispersión* y la *absorción* en los medios transparentes del ojo,

disminuyen el contraste y la intensidad de la imagen en la retina. Estos efectos se pueden hacer más visibles a partir de los 40 años con la aparición de la presbicia o con la aparición de cataratas. (*Furlan et al, 2009*).

- **Tamaño y densidad de los fotorreceptores en la retina:** el límite neural a la resolución está impuesto por la densidad de empaquetamiento de los receptores retinianos y las interacciones neurales en la retina y las vías visuales posteriores, en la región foveal, donde la retina logra la mejor resolución o mejor AV. Dado que la separación entre los centros de los conos vecinos es de aproximadamente $2\ \mu\text{m}$, se puede aproximar que la resolución mínima sería marcada por una distancia de $4\ \mu\text{m}$, que no se corresponde con los valores obtenidos de AV mediante técnicas psicofísicas, mucho mayor, por lo que la AV está limitada por el procesamiento neuronal posterior. En la práctica clínica la medida de la AV solo se limita a la visión central. (*Furlan et al, 2009*).

La cuantificación de la AV se realiza en función del ángulo que subtende el detalle más pequeño que el observador es capaz de apreciar, en la práctica clínica hay diferentes definiciones y métodos los cuales son mencionados a continuación:

Introducción

- **Mínimo visible o detectable:** mide la capacidad para detectar un objeto sobre un fondo luminoso, para que este sea visible debe subtender desde el ojo un ángulo entre 10 a 30 segundos de arco.
- **Mínimo poder de alineamiento AV vernier:** mide la capacidad de detectar diferencias de alineamiento de una recta entre dos objetos, el ojo humano es mucho mas sensible a este tipo de estímulos, siendo frecuentes valores de agudeza visual de Vernier entre 5-10' segundos de arco, existe un mejor umbra cuando las líneas se encuentran verticalmente.
- **Mínimo separable o Ángulo Mínimo de Resolución (MAR):** es la capacidad de distinguir dos puntos próximos separados entre sí, medida como la separación angular mínima para ver el objeto (MAR). El umbral está entre 30-60'' segundos de arco.

La AV se expresará como la inversa del MAR expresado en minutos ($AV=1/MAR$) o bien como el valor del logaritmo en base 10 del MAR ($\log MAR=\log_{10}(MAR)$)

1.1.2. MÉTODOS DE MEDIDA DE LA AGUDEZA VISUAL

Atendiendo a los criterios de determinación de la AV se pueden establecer diferentes metodologías de medida: por ejemplo, con redes de resolución espacial variable se puede medir el mínimo resoluble, usando tanto redes cuadradas, formadas por bandas de la misma anchura y con alto contraste (blanco y negro), o bien con redes sinusoidales. Se considera AV normal o standard es la que le permite resolver detalles de 1 minuto de arco (Artigas et al. 1995).

Sin embargo, en optometría la AV se suele evaluar por el criterio de reconocimiento, evaluando la capacidad para discernir letras, números o símbolos por medio de optotipos. (Irvin y Borish, 1998).

Existen diferentes tipos de optotipos. Los optotipos más comunes en la práctica optométrica son los denominados optipos de Snellen o de Sloan (Nas-NRC, 1980). Estos últimos se construyen utilizando una matriz de 5 X 5, dependiendo del diseño, de este modo para que una letra corresponda con un AV unidad, los trazos y los espacios entre trazos subtienden 1 minuto de arco y ocupan cada uno un elemento de la matriz. Los optotipos presentan letras, símbolos, etc; de diferentes tamaños, quedando la AV determinada por el menor tamaño de

letra que el sujeto es capaz de discernir a una distancia determinada.

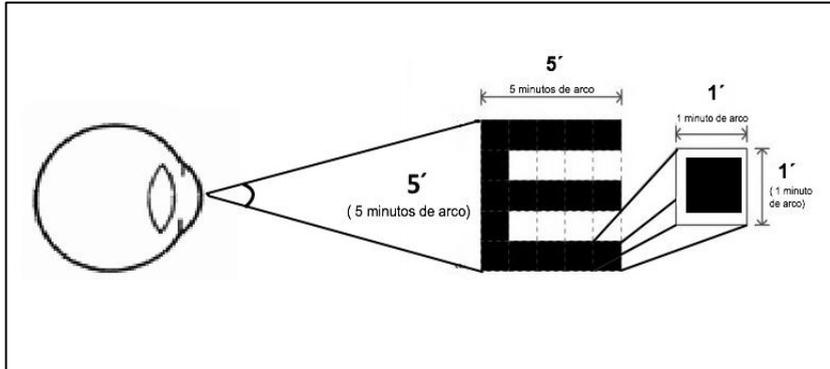


Figura 9. Esquema gráfico del ángulo de resolución del optotipo.

Fuente: Furlan et al. (2009) pág. 162, adaptado por Silvia M. Escobar Durán.

1.1.2.1 NOTACIONES DE LA AGUDEZA VISUAL

1.1.2.1.1 FRACCIÓN DE SNELL: fue definida por Snellen en 1862 y sigue siendo utilizada en algunos países anglosajones, se expresa en forma de fracción con la distancia estándar al test en el numerador y la distancia a la cual el observador con AV unidad distinguiría las letras del test en el denominador, de la siguiente forma:

$$AV = \frac{a_0}{a}$$

Donde a_0 es la distancia a la que un sujeto reconocer un test determinado y a la distancia a la que ese objeto subtendería $1'$

de arco. Nótese que es fácil deducir que de esta expresión se deriva la de la AV decimal, por lo que la fracción de Snell es la expresión fraccionaria de la AV. El denominador de la fracción de Snell suele tomar el valor de 20 pies en el área de influencia anglosajona como valor de referencia para medir el tamaño del estímulo que subtiende 1', por lo que la AV óptima de un sujeto, equivalente a la AV decimal de 1 es de 20/20. De forma equivalente, en el área de uso del SI, el valor estándar es 6m, por lo que la AV óptima sería 6/6.

1.1.2.1.2 DECIMAL: se define como la inversa del MAR expresado en minutos de arco. El valor de AV en escala decimal, será por tanto:

$$AV = \frac{1}{MAR}$$

El valor estándar de la AV decimal es de 1..

1.1.2.1.3 LogMAR: expresa directamente la AV como el logaritmo en base 10 del MAR (mínimo ángulo de resolución), es decir

$$\text{LogMAR} = \log_{10}(\text{MAR}).$$

En esta notación, el valor correspondiente a la AV decimal estándar de 1 es $\text{LogMAR} = 0$. (*Benjamin, 2006*).

Introducción

Existen otras notaciones, aplicadas en diferentes cartas comerciales de uso extendido en la práctica clínica, en las que el valor de AV se obtiene directamente por el número de símbolos o letras reconocidos en la carta de AV. Un ejemplo, puede ser la **VAR** (Visual Acuity Rating): esta derivada del LogMAR de la siguiente manera (Bailey y Lovie-Kitchin, 2013):

$$\mathbf{VAR= 100 - 50 \logMAR.}$$

Otro ejemplo es la carta de **ETDRS** (Early treatment diabetic retinopathy study), muy utilizada en investigaciones clínicas (Kaiser, 2009), que tiene un diseño de letras Sloan con tamaños que progresan en columnas en lugar de filas, con barras de enmascaramiento a los extremos de las columnas y filas, brindando una AV con tres medidas (metros, pies y LogMar).

Si bien el paso entre una notación y otra es muy sencillo, con una simple operación matemática, en la práctica clínica es común el uso de tablas de conversión, donde se muestran las conversiones directas entre las diferentes unidades y formas de medida de la AV (ver tabla 1).

Tabla 1. Equivalencia de las diferentes notaciones de AV.

CONVERSIÓN DE VALORES DE AGUDEZA VISUAL					
Decimal	Snellen(6M)	Snellen(20 pies)	LogMAR	MAR (min/arco)	VAR
0,10	6/60	20/200	1,0	10,0	50
0,25	6/24	20/80	0,6	4,0	70
0,50	6/12	20/40	0,3	2,0	85
1,00	6/6	20/20	0,0	1,0	100
1,25	6/4,8	20/16	-0,1	0,8	105
2,00	6/3	20/10	-0,3	0,5	115

Fuente: realizado por Silvia M. Escobar Durán

1.1.3 APLICACIONES CLINICAS DE LA AGUDEZA VISUAL

La agudeza visual sigue siendo la medida clínica más utilizada para determinar problemas que afecten al sistema visual: es sensible al error de refracción y a factores que afectan los medios ópticos, la retina, el nervio óptico y las vías visuales.

Los profesionales de salud visual lo usan de manera rutinaria durante los procedimientos de refracción y durante la toma de decisiones al diagnosticar o controlar los trastornos oculares que afectan la visión. Las cartas para medir la AV se usan para

Introducción

la determinación de la refracción del paciente y la posterior compensación óptica en caso de ser necesaria.

La comparación entre la agudeza visual habitual del paciente y la agudeza visual con la compensación refractiva influye en el juicio del evaluador clínico sobre la conveniencia de obtener nuevas compensaciones oftálmicas. Sin embargo, no siempre los cambios en la compensación óptica pueden ser determinados únicamente por la AV: en ocasiones, por ejemplo en baja visión, cambios en la compensación pueden producir mejoras en la percepción de la nitidez de optotipos que no repercute en cambio de la AV (*Benjamín, 2006, pág. 238*).

En general, la AV es afectada por diferentes parámetros en el proceso de medida, por lo que es necesario un control absoluto de las condiciones de medida: la luminancia, cromaticidad o contraste pueden dar lugar a variaciones importantes en la medida de la AV (*Artigas et al 1995*). Además, otros factores fisiológicos y ópticos como el tamaño de la pupila, la presencia de astigmatismo, el eje del astigmatismo y las aberraciones ópticas también afectarán a la AV (*Benjamin, 2006*)

Muchos trastornos que afectan a los componentes ópticos o neurales del sistema visual provocan un cambio en la agudeza visual. Cuando se sabe que existe un trastorno de reducción de la visión, el seguimiento de la agudeza visual puede

proporcionar un medio para detectar el deterioro o la mejora de la afección, en muchas enfermedades oculares, un cambio en la agudeza es a menudo un determinante importante de si los tratamientos se implementan, alteran o continúan. (*Benjamín, 2006, pág. 241*).

1.2 SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

La Función de Sensibilidad al Contraste (FSC) se define a partir de los valores del mínimo umbral de contraste perceptible para una frecuencia dada. La representación de la inversa de estos valores en función de la frecuencia espacial permite construir la FSC (*Campell y Robson, 1968*), que tiene una amplia utilización en la práctica clínica (figura 10).

La FSC fue introducida por (*Westheimer, 2006*), como equivalente psicofísico de la función de transferencia óptica, en otras palabras, la FSC da una medida de la capacidad del sistema visual para transmitir la información espacial que define formas y texturas de objetos en el sistema visual. (*Thibos y Bradley 1992*).

Mientras que la AV evalúa la visión macular a través de cartas de alto contraste (blanco y negro) y objetos en diferentes tamaños que van del más grande al más pequeño y en condiciones ideales de luz, la prueba de FSC evalúa y mide la calidad del sistema visual (óptica y neural) en un rango amplio de frecuencias espaciales,

proporcionando mejor información sobre la visión espacial (Salomão, Ventura 1995; Drover et al. 2006).

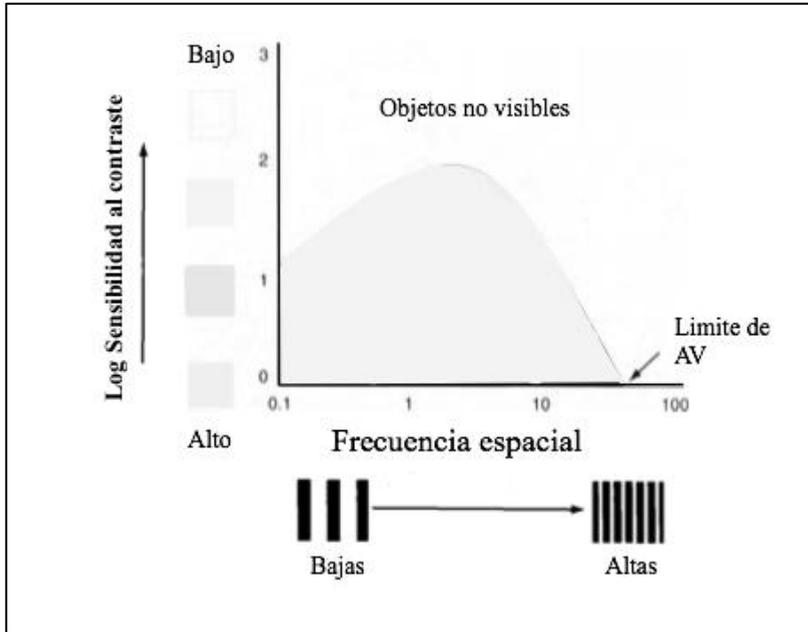


Figura 10. Función de la Sensibilidad al contraste.

Fuente: *Benjamín, B; 2006, pág. 248; Traducido y adaptado por Silvia M. Escobar Durán*

Cada día existen más evidencias de que exámenes como la agudeza visual dan una información muy limitada de la calidad, mientras que la FSC se correlaciona mejor con el rendimiento en actividades cotidianas guiadas visualmente como conducir, caminar y la capacidad de reconocer caras, (*Oswley, 2003*). Sin embargo, los parámetros relacionados con el contraste y la frecuencia espacial son los que mejor definen la calidad de la

visión (*Williams y Becklund 2002*). La determinación de cómo es la transmisión del contraste permite una evaluación más completa de la función visual, (*Navarro et al. 1990*). Cada vez más evidencias clínicas apoyan la utilidad de FSC, tanto en la predicción de la visibilidad de imágenes como en el diagnóstico precoz y seguimiento de patologías oculares (*Trobe et al. 1996*).

Si bien la existencia de estas evidencias avala el uso de la FSC, la detección de sintomatología asociada a patologías oculares sugiere que es necesario medir un rango amplio de frecuencias espaciales para tener relevancia clínica, lo que es costoso en tiempo y esfuerzo, dificultando su generalización en la práctica clínica (*Hou et al, 2015*). Sin embargo, los avances tecnológicos están favoreciendo la aparición de nuevas metodologías de medida de la FSC que permiten su uso habitual en la práctica clínica (*Ansari et al, 2002; Arditi, 2005*).

1.2.1 DETERMINACIÓN DE LA FSC

Para determinar la FSC debemos hacer una serie de definiciones:

- **Contraste:** El concepto de contraste se define como el parámetro que mide la diferencia entre los valores de intensidad máxima y mínima de un test. Existen diferentes definiciones de contraste en el ámbito de la investigación visual, pero la expresión más habitual es la del contraste de

Introducción

Michelson, que se obtiene a partir de la expresión:
(Benjamín, 2006, pág. 247).

$$C = \frac{L_{MAX} - L_{MIN}}{L_{MAX} + L_{MIN}}$$

El contraste de Michelson es, por lo tanto, una cantidad sin unidades, que varía de 0 a 1 o de 0% a 100%. Un par adyacente de barras claras y oscuras forma un ciclo, esto se denomina período espacial de la rejilla, y se mide entre los canales o picos sucesivos del perfil de luminancia. (Ver fig. 11). Es habitual encontrar otras definiciones de contraste, como en contraste de Weber (Artigas et al, 1995), pero en este trabajo se hará uso de la definición de Michelson.

- **Frecuencia espacial:** Las redes de luminancia variable que se usan en la determinación de la FSC se describen por su frecuencia espacial en ciclos por grado (cpg) de ángulo visual en el ojo. Cuando una red tiene una variación rápida, con muchos ciclos por grado, se dice que tiene una frecuencia espacial alta. Cuando la variación es lenta, con menos ciclos por grado, se habla de una frecuencia espacial baja (fig 11).

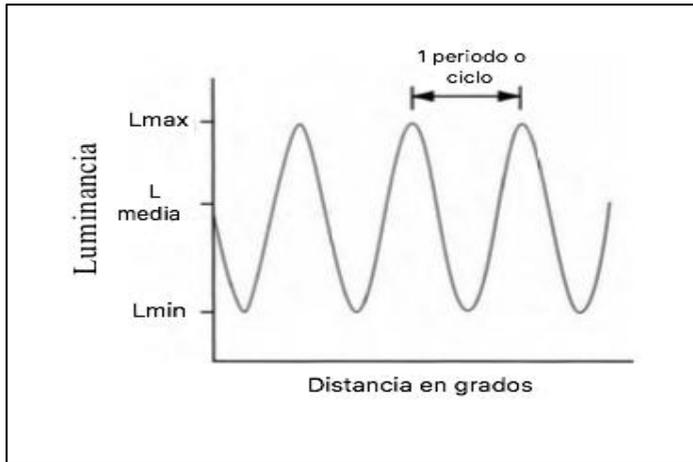


Figura 11. Perfil de luminancia de una rejilla de red sinusoidal Fuente: *Benjamín, 2006, pág. 248. Traducido por Silvia M. Escobar Durán.*

En la teoría de la señal, todo estímulo puede descomponerse en patrones sinusoidales de diferente frecuencia espacial. Si una señal es determinada por una función definida en el campo espacial, $f(x)$, es posible obtener su descomposición como suma ponderada de una serie basada en funciones sinusoidales a través del análisis de Fourier (*Benjamín, 2006, pág. 248*).

La determinación de la FSC se llevará a cabo midiendo el mínimo umbral de contraste que un paciente es capaz de discriminar para varias frecuencias espaciales, representando la inversa de este valor umbral en función de la frecuencia espacial, como se ve en la figura 12 (*Amesburyy Schallhorn 2003*).

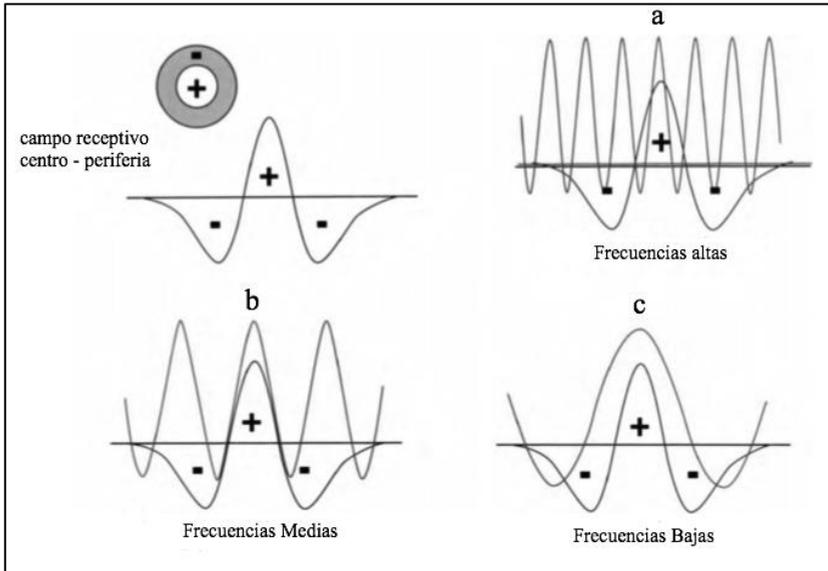


Figura 12. Ejemplos de frecuencia espacial Fuente: *Benjamín, B;* 2006, *pág. 250*, Adaptado y traducido por Silvia M. Escobar D.

El estudio de la FSC ha permitido avanzar en la comprensión del procesado de la señal que hace el sistema visual: conociendo la FSC es posible analizar cómo procesa imágenes más complejas y proponer modelos de procesamiento visual. Así, se han propuesto diferentes modelos de visión basados en detectores de frecuencia espacial (*Campbell y Robson 1968; De Valois y De Valois, 1988*), analizando además otros parámetros como la inclinación de las redes. (*Campbell y Robson, 1968*).

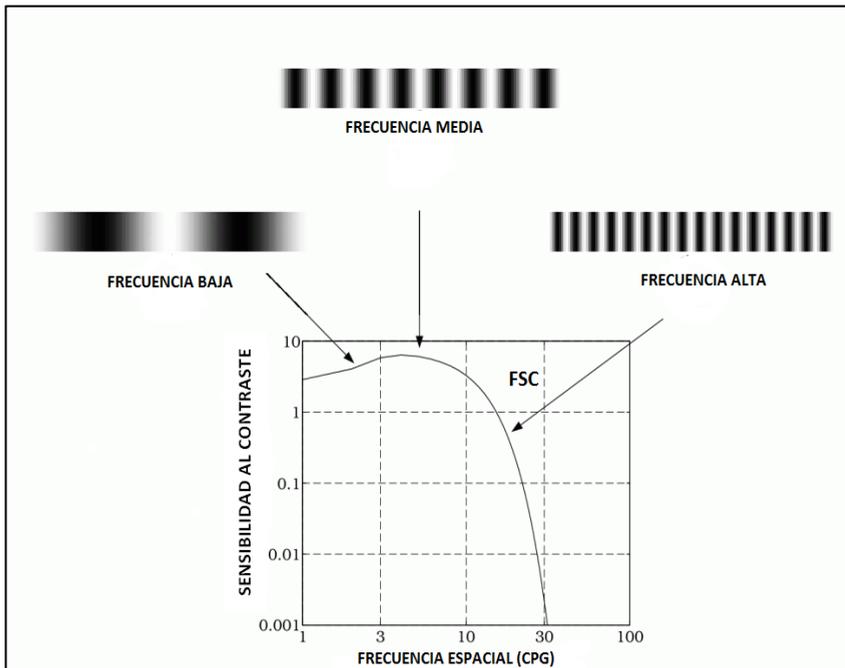


Figura 13. Frecuencia espacial en la FSC

Fuente: *Nadenau et al. (2003)*, adaptado y traducido por Silvia M. Escobar Durán

Posteriores estudios han introducido nuevos modelos multicanal que permiten explicar procesos visuales como el reconocimiento de objetos.

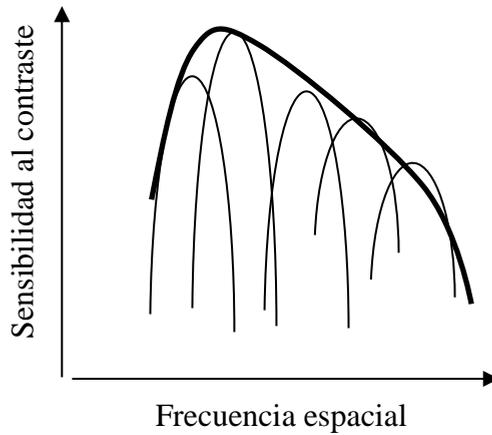


Figura 14. FSC con los distintos canales Fuente: Silvia M. Escobar Durán.

El modelo multicanal no es la única forma de caracterizar la visión espacial, otra alternativa es el modelo de dominio espacial el cual basado en detectores de rasgos o modelos de extracción de características; en este modelo se admiten como estímulos elementales de la visión un conjunto de características, o rasgos locales, que actúan como disparadores para determinadas clases de células del sistema visual. Las evidencias psicofísicas y neurofisiológicas que sustentan al modelo de múltiples canales, hacen de él una herramienta sumamente sólida para entender y predecir el comportamiento del sistema visual humano, aunque hay posibilidad de que sean ambos modelos quienes intervengan en la percepción visual final. (*Pelli, D. G., Robson, J. G., & Wilkins, A. J. (1988). Campbell y Green (1965)*), produjeron franjas sinusoidales de interferencia sobre la retina, en las cuales la frecuencia

espacial y contraste podían ser cambiado. La medida de FSC con estos tipos de franjas, corresponde al sistema retina-cerebro.

Sin embargo, *Campbell y Robson, 1968*, propusieron que el sistema visual funcionaba con detectores independientes, cada uno de ellos con un filtro de pasa-banda estrecho y sintonizado a una frecuencia espacial diferente ya sean altas o bajas (3-6 cpg). Esto se denomina frecuencia de sintonía, cada filtro y detector forman un canal separado y cada canal tiene su propia función de sensibilidad al contraste, de acuerdo con ellos la FSC del sistema visual global es el conjunto de la SC de todos los canales independientes, esta forma de funcionamiento de visión espacial es conocida como modelo multicanal, esta teoría propone que el sistema visual humano ejecuta como un análisis de Fourier pero por canales de la imagen de entrada, y cada canal analiza unos determinados componente espectrales (frecuencia, amplitud, orientación, fase, longitud de onda, velocidad, etc.), esta disposición espectral cubre todo el rango de frecuencias espaciales y orientaciones visibles por el ojo humano. (*Artigas, J. M. (1995)*).

1.2.1.2 Relación entre la FSC y la función de modulación de transferencia óptica

La resolución espacial es una medida de la calidad de la imagen, la cual describe la habilidad del sistema visual para ver los objetos en dos dimensiones espaciales (*Artigas, J. M. (1995)*). Para determinar la resolución espacial se hace uso de la función de respuesta al impulso

conocida como PSF (*Point Spread Function*). Esta se obtiene como la imagen de una fuente puntual (Ver fig. 15).

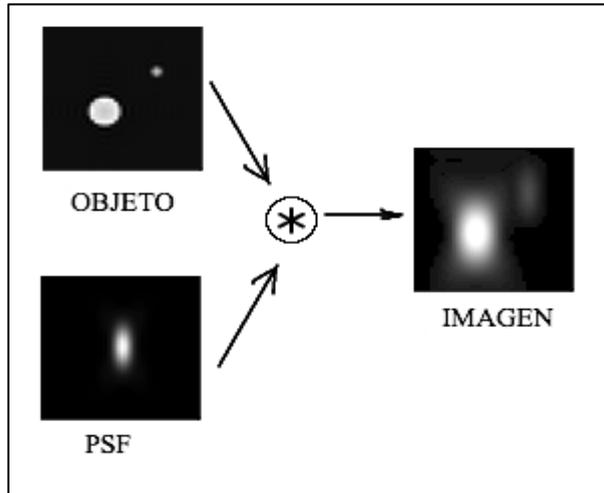


Figura 15. Modelo explicativo de PSF

Fuente: www.wikipedia.com , consultado 20/06/20, Adaptado y traducido por Silvia M. Escobar Durán

Sin embargo, la descripción más precisa de la resolución del sistema la proporciona la función de transferencia de modulación (MTF , *Modulation Transfer Function*), que describe la magnitud de la respuesta de un sistema óptico a sinusoides de diferentes frecuencias espaciales (Masaoka,20199).

Esta función está relacionada a la pérdida de contraste en la imagen con la frecuencia espacial, a partir de ella se puede estimar el tamaño mínimo (resolución espacial) de los objetos que pueden distinguirse

Introducción

con un contraste aceptable en la imagen, esta función se obtiene mediante el módulo de transformada de Fourier de la PSF.

La MTF permite un análisis de la calidad de un sistema óptico: en dos sistemas de cámara con el mismo límite de resolución, el sistema con el mejor MTF producía una imagen superior. (*Benjamín. 2006, pág. 251*).

Esta afirmación tiene una explicación clara a la vista del funcionamiento de la MTF. Si se determina la atenuación de la señal para varios valores de señales de entrada representadas por funciones sinusoidales de diferentes frecuencias, luego de pasar por el sistema de imagen, las señales de salida tienen una menor amplitud que las señales originales (de entrada), pero conservan su frecuencia. Se puede observar que a mayor frecuencia en la señal de entrada existe una menor amplitud en la señal de salida, es decir, la amplitud de la salida se ve afectada por el sistema de imagen y este efecto es función de la frecuencia espacial.

La forma para determinar la curva de la MTF representada en la Figura 16, consiste en presentar una red de determinada frecuencia espacial y contraste del objeto, formar la imagen del sistema y seguidamente medir el contraste en la imagen se ha atenuado al pasar por el sistema, con lo que podemos saber la respuesta global del sistema, esta constituye la función de transferencia de modulación (MTF). (*Artigas, J.M. (1995)*).

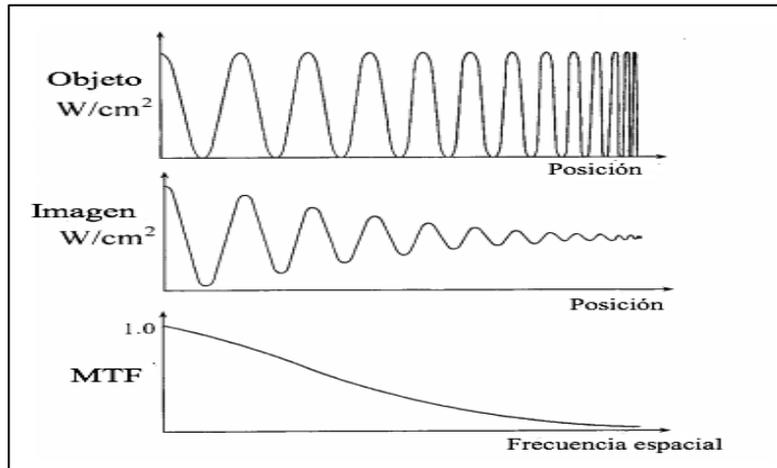


Figura 16. Modelo explicativo de MTF

Fuente: (Boreman, G; (2001), Adaptado y traducido por Silvia M. Escobar Durán

Pero la medición de la MTF es lineal y no aplicable directamente al sistema visual humano, por lo que se utilizó un sistema inverso, el cual consistía en mantener constante la salida del sistema. A partir de varias señales de contraste variable de diferentes frecuencias espaciales, se determina cuáles de esas señales dan un valor constante de salida, C_u , de forma que la inversa de esos valores es la FSC.

Con esta metodología, es evidente que si llamamos MTF_{SV} a la función de transferencia del sistema visual,

$$MTF_{SV} \cdot C_u = K$$

Es decir,

$$MTF_{SV} = K / C_u \propto FSC$$

(Artigas et al, 1995).

Existe hoy en día un común acuerdo entre los investigadores acerca de que la sensibilidad al contraste es la función que mejor refleja la respuesta espacial del sistema visual (*Oswley, 2003*).

1.3 MÉTODOS DE MEDIDA DE SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

1.3.1 GENERACIÓN DE REDES

La medida de la FSC consiste en determinar el umbral de detección para diferentes frecuencias espaciales. Esto puede hacerse de diferentes formas: generando mediante un ordenador una red sinusoidal o mediante tests impresos. A partir de estos valores, se determina el contraste umbral para cada frecuencia mediante métodos psicofísicos. (*Artigas et al, 1995*).

Las primeras medidas se realizaron por Masson (1845), utilizando una serie de discos rotatorios, luego Bjerrum en 1884 diseñó un test con letras con contrastes de 9%, 20%, 30% y 40%; a partir de esto se han venido diseñando diferentes pruebas clínicas para medir la sensibilidad al contraste, los test impresos, aunque no tan precisos, son más sencillos, por lo que se utilizan en la práctica clínica.

Introducción

Existen diferentes metodologías clínicas para la determinación de la FSC. Una evaluación típica de FSC estima un conjunto de umbrales (5-10) para diferentes frecuencias espaciales predeterminadas, (ver fig. 17a). Cada umbral se mide mediante un método adaptativo con aproximadamente 100 ensayos (*Treutwein, 1995*). En total, una evaluación completa de FSC requiere entre 500 y 1000 ensayos que se distribuyen uniformemente sobre las frecuencias espaciales probadas (ver fig. 17b y 17c) y toma entre 30-60 minutos (*Kelly y Savoie, 1973*). Dichos tiempos de prueba pueden ser aceptables para medir la FSC en un laboratorio, pero son prohibitivos en situaciones que requieren de múltiples evaluaciones de FSC (Ejemplo: Ambos ojos, varios grupos de pacientes) y / o en entornos o investigaciones clínicas.

Recientemente, (*Lesmes et al., 2010*) desarrollaron un método rápido para medir la FSC, basado en un novedoso método psicofísico adaptativo bayesiano que estima con precisión la FSC en menos de 50 ensayos. En este método, la FSC se caracteriza por una parábola de registro truncada (*Lesmes et al., 2010; Watson y Ahumada, 2005*); (Figura 17d) con cuatro parámetros: ganancia máxima g_{max} , frecuencia espacial máxima f_{max} , ancho de banda a media altura b (en octavas) y nivel de truncamiento de baja frecuencia d .

Introducción

Utilizando algoritmos adaptativos bayesianos (*Cobo-Lewis, 1996; Kim et al, 2014; King-Smith et al, 1994; Kontsevich y Tyler, 1999; Kujala y Lukka, 2006; Lesmes et al, 2006; Watson y Pelli, 1983*), se selecciona el estímulo de prueba óptimo y se actualizan las probabilidades posteriores de los parámetros del FSC después de cada ensayo. El método rápido estima directamente la curva completa de la FSC en lugar de las sensibilidades de algunas frecuencias espaciales predeterminadas, a diferencia de los métodos convencionales que seleccionan los estímulos de forma adaptativa solo en el espacio de contraste. El método FSC rápido busca estímulos en los espacios de contraste y frecuencia (Ver Figura 17e y 17f), haciéndolo más eficiente. (Ver fig.17).

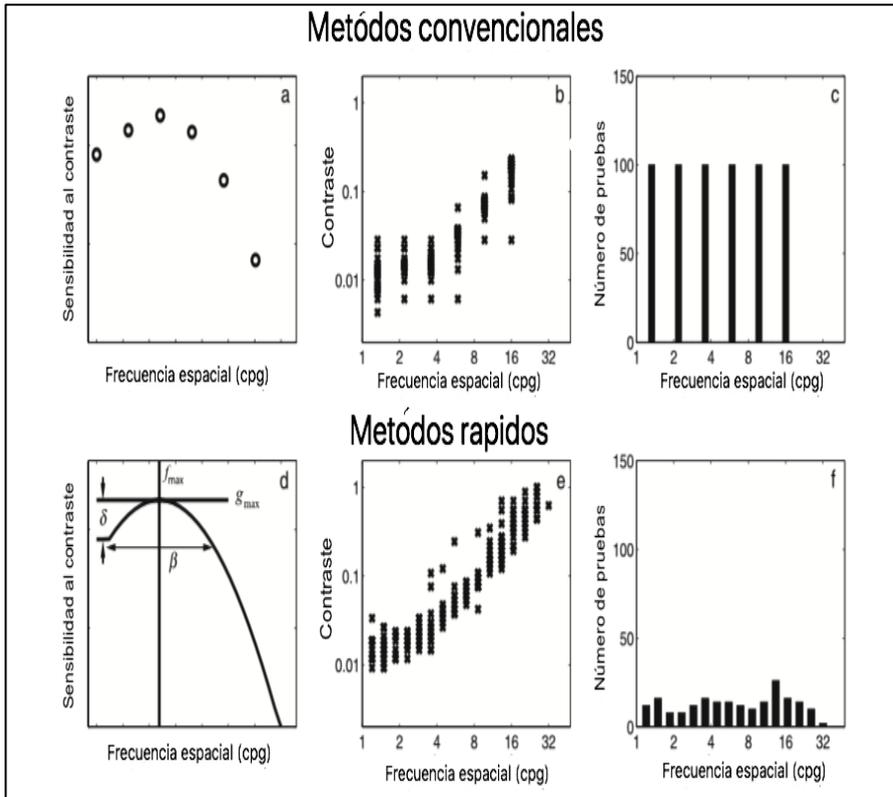


Figura 17. Comparación entre los test rápidos y convencionales de FSC
 Fuente: Lesmes et al. (2010, Adaptado y traducido por Silvia M: Escobar D.

En la figura 17 se puede observar la comparación entre el test rápido y los métodos de convencionales los cuales miden la FSC con unas pocas frecuencias espaciales predefinidas (a), seleccionan estímulos en el espacio de contraste (b) en cada frecuencia espacial y distribuyen los ensayos de manera uniforme sobre las frecuencias espaciales (c). Por el contrario, el método FSC rápido adopta una forma funcional parabólica logarítmica de cuatro parámetros (d), selecciona estímulos en los espacios de contraste y frecuencia (e), y asigna ensayos de

manera más eficiente en un espacio bidimensional (f). Para lograr la misma precisión, el método FSC rápido requiere muchas menos pruebas que el método convencional.

Otra aproximación es la de *Watson y Ahumada (2005)*, donde se crearon los estímulos de ModelFest test, consistente en 43 imágenes en escala de grises, cada una de ellas con 256×256 píxeles de tamaño. Cada estímulo de este estudio se identifica por un número de índice entre 1 y 43. (ver fig. 18).

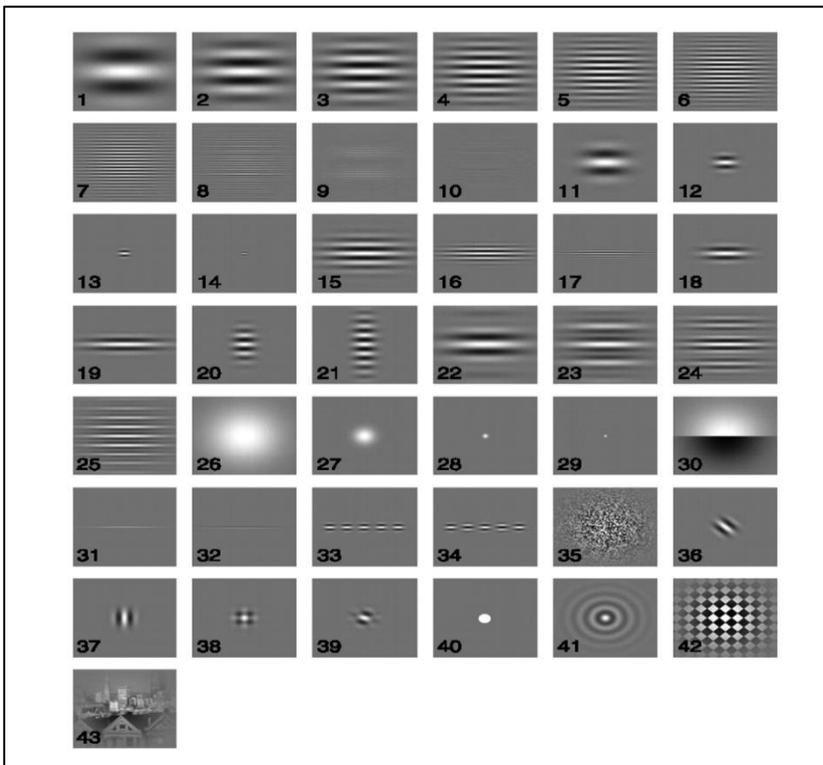


Fig.18 estímulos de ModelFest Fuente: *Watson y Ahumada 2005*.

1.3.2 RECONOCIMIENTO DE LETRAS

Si bien la metodología de generación de redes es la ideal para la medida de la FSC, se pueden usar otros tipos de tests que aprovechan la descomposición en redes sinusoidales para la medida de la FSC. Por ejemplo, es posible usar letras de diferentes valores de contraste que permitan determinar el contraste umbral para un objeto del que son conocidas sus componentes frecuenciales espaciales. (Artigas et al 1995), *Ginsburg, 1984*).

1.3.2.1. TEST DE LETRAS (NO PERIODICOS)

1.3.2.1.1 TEST PELLI-ROBSON

La carta de Pelli-Robson, descrito originalmente por *Pelli et al. (1988)*, consiste en una lámina en la que por métodos de impresión, se representan letras del alfabeto de diferentes contrastes. La lámina es de 86 x 63 cm de altura, que consta de 16 triplete de letras de 4.9 x 4.9 cm con una frecuencia espacial de 1 cpg y con una distancia de prueba recomendada para su realización a 1mt dispuestas en ocho filas de dos triplete cada uno. (Ver fig. 19).

Las tres letras dentro de cada triplete tienen un contraste constante, lectura de izquierda a derecha y continuando

Introducción

en líneas sucesivas, cada trio de letras presenta el mismo contraste en forma decreciente con un factor 0.15 unidades logarítmicas, este test presenta 26 respuestas alternativas con tres posibles decisiones para cada nivel de contraste; el test tiene que ser iluminado exteriormente. El paciente lee las letras a través y abajo de la tabla, como en una carta estándar de medición de la agudeza visual, en lugar de las letras que disminuyen en tamaño, sin embargo, ellos disminuyen en contraste. El triplete final en la cual el paciente lee al menos dos de tres letras determina correctamente el registro de FSC, que se puede obtener a partir de una hoja de puntuación que se relaciona cada triplete en un registro de valor SC.

La desventaja es que este test solo mide una frecuencia espacial, ya que el tamaño de las letras equivale al 20/60 de una carta de AV normal, con lo cual se pueden tener pérdidas selectivas de contraste debido a la uniformidad de las letras y a la medición de una solo frecuencia espacial, con este test no se obtiene la FSC sino simplemente el umbral de contraste, que corresponde a un punto de la FSC. (*Ginsburg 1984*).

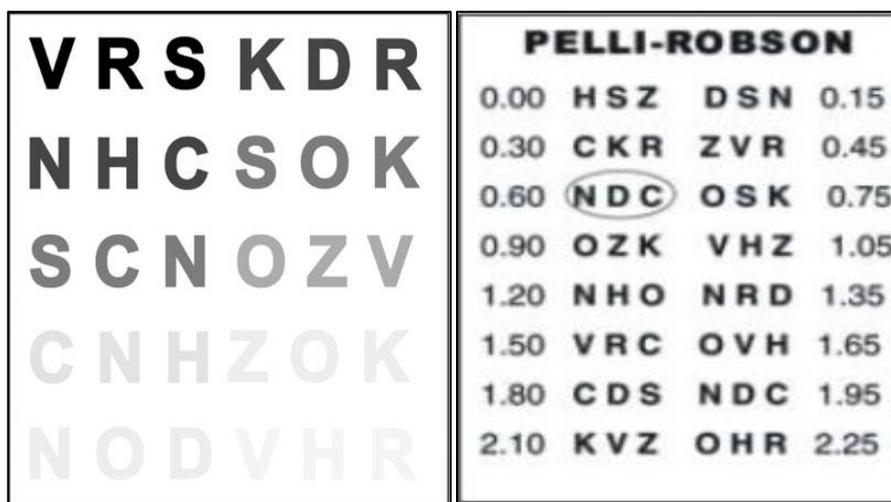


Figura 19. Carta de SC de Pelli-Robson.

Fuente: *Mäntyjärvi, M., & Laitinen, T. (2001).*

1.3.2.1.2. TEST DE REGAN: Consiste en tres cartas impresas sobre un fondo blanco, con contrastes de 97%, 7%, y 4%, con letras de Sloan y 8 letras por línea, ubicadas de mayor a menor tamaño (*Regan y Neima1983*).

1.3.2.1.3 TEST BAILEY LOVIE: test de bajo contraste con dos cartas, una 100% contraste y otra 10%, letras de Sloan y cada línea tiene el mismo número (5) de letras o símbolos, con constante espaciado entre las líneas y letras. Está en escala LogMar. (*Bailey y Lovie-Kitchin 2013*)

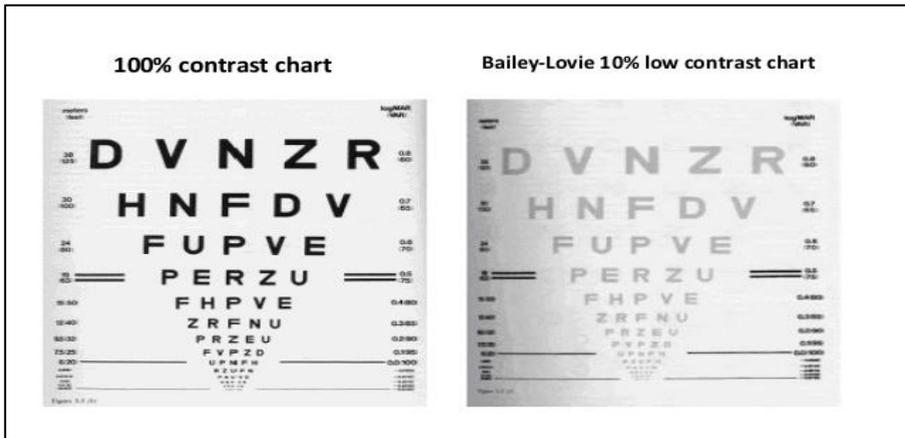


Figura 20. Carta de Bailey-Lovie

Fuente: *Bailey, I.L, Lovie-Kitchin, j.E, (2013), traducido por Silvia M.*

Escobar D.

1.3.2.2 TEST IMPRESOS DE REDES

Los test de láminas impresas comerciales están ampliamente difundidas y permiten una rápida estimación de la FSC (*Ehrmann et al, 2009*). Sin embargo, este tipo de láminas sólo pueden usarse para obtener una estimación inicial, siendo necesario para obtener una determinación precisa un sistema más sofisticado que incorpore técnicas psicométricas de presentación de estímulos y análisis de las respuestas. (*Salomão y Ventura, 1995*).

1.3.2.2.1 Test VCTS (VISTECH®)

Se introdujo por primera vez por *Ginsburg (1984)*, consiste en una lámina en la que se reproducen por

Introducción

métodos de impresión, franjas o láminas fotográficas circulares de rejillas de perfil sinusoidal dispuestas en cinco filas (frecuencias espaciales 1.5, 3, 6, 12 y 18 ciclos por grado), cubriendo así el espectro de frecuencias correspondientes a la visión humana (figura 20), y nueve columnas (niveles de contraste) que van disminuyendo de izquierda a derecha. Los tamaños de los pasos son irregulares, pero el tamaño promedio de los pasos es de aproximadamente 0.25 hasta 1.75 unidades logarítmica, las rejillas son verticales o inclinadas 15° grados hacia la derecha o hacia la izquierda. La medida se realiza a 3m para visión lejana y 40 cm para visión próxima. Las respuestas se presentan en 3 alternativas y no hay opción de tener círculos en blanco o con ausencia de red; de esta forma a partir de los 5 puntos medios se obtiene la curva de FSC (*Reeves et al, 1991*).

El paciente indica la orientación de cada rejilla o responde "en blanco" si no se ve nada. Por lo tanto, este test depende del criterio, ya que el paciente puede decidir cuándo no puede ver una rejilla y los observadores cautelosos pueden dar valores de SC ligeramente bajos. Hay que tener en cuenta que este test requiere una correcta y precisa iluminación para que no se afecten los resultados, debido a este

Introducción

problema el test se ha modificado y cuenta con una versión del mismo, pero con iluminación calibrada para que esta sea siempre la misma durante el desarrollo del examen (*Reeves et al, 1991*).

Este test ha sido utilizado ampliamente para medir la FSC en cataratas o para evaluar los cambios después de la cirugía refractiva, donde típicamente no han mostrado una disminución significativa en FSC. Sin embargo, la repetibilidad de las pruebas de Vistech en las pruebas de reevaluación son deficientes, ya que podría ocultar diferencias sutiles entre lo que es considerado normal y anormal. El estudio de *Savini et al (2019)*, concluyó que es poco probable que los resultados de Vistech sean útiles para mediciones clínicas o para estudios de investigación.

Los gráficos de Vistech muestran consistentemente muy malas correlaciones de prueba-repetición entre 0.25 y 0.61 con un promedio de 0.48 (*Ginsburg, 1996* y *Ginsburg, 2003*).

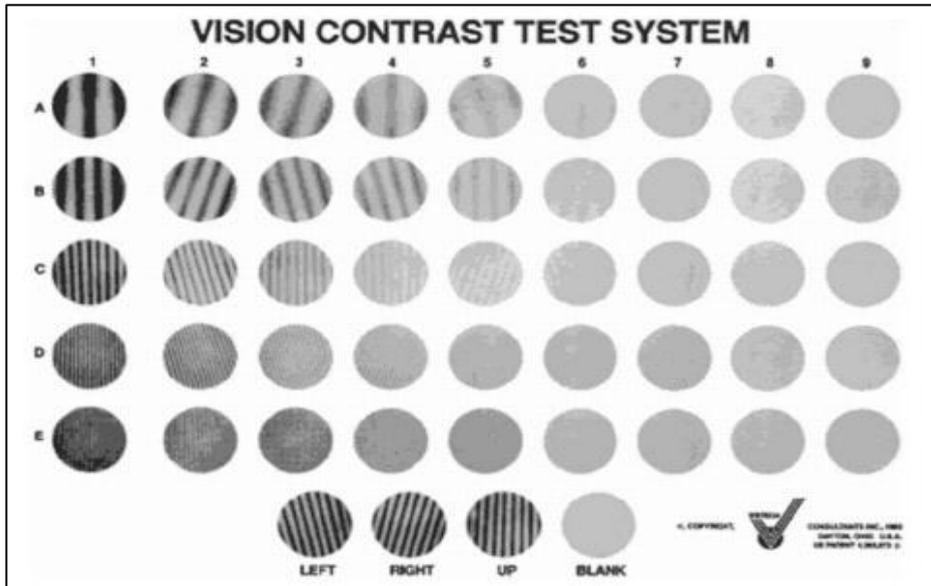


Figura 21. Test VISTECH®

Fuente: Reeves et al (1991)

1.3.2.2.2 FUNCTIONAL ACUITY CONTRAST TEST (FACT®)

Este test es considerado como una segunda versión del test Vistech (*Ginsburg 1996*). Ofrece una medición más sensible que este test, siendo la principal diferencia entre estos dos que el FACT presenta en el fondo un color gris, de manera que disminuye el contraste de las láminas circulares que contienen las redes sinusoidales. Tiene bordes de láminas de rejilla "borrosos", con las rejillas suavizadas (multiplicadas

Introducción

por una gaussiana) y un tamaño de parche más grande para que se presente un mayor número de ciclos a baja frecuencia espacial. Estas láminas están dispuestas en cinco filas y nueve columnas, con las mismas frecuencias espaciales (1.5, 3, 6, 12 y 18 cpg) y las mismas orientaciones de la rejilla del test VISTECH®.

El test evalúa efectivamente la visión del paciente sobre un rango de tamaños y contrastes que simulan el ambiente normal, la función de la sensibilidad al contraste se ha limitado mucho, debido a su atención y en algunas ocasiones la dificultad de entendimiento de las instrucciones del test. (*Rogerset al, 1987*).

El rango de disminución del contraste es uniforme de una columna a otra y varia 0,15 unidades logarítmicas. Dado que el número de pasos no ha cambiado, una consecuencia del tamaño de paso más pequeño es un rango más pequeño de puntuaciones para la tabla puntuación del test FACT en comparación con la del Vistech. También la manera de presentación y realización del test es igual que el del Vistech (*Grosvenor, 2002, Lopez, 2003*).



Figura 22. Test FACT® Fuente: *Ginsburg A.P. (1996)*

1.3.2.2.3 TEST CONTRAST SENSIVITY VISION (CSV-1000E®)

Es otro test similar a los anteriores, aunque algunos autores citan que es uno de los más utilizados para la determinación de la FSC (*Kelly et al, 2012*). Este test tiene 4 frecuencias espaciales (3, 6, 12 y 18 cpg), situadas en 4 filas de manera que representa dos laminas circulares en cada nivel de contraste para cada frecuencia espacial. Ambas están situadas una encima de otra, es decir en una de las láminas

Introducción

se representa la red sinusoidal mientras que la otra representa un patrón gris uniforme. Para cada frecuencia espacial se representan 8 niveles de contraste en pasos de 0,40 unidades logarítmicas, en forma de columnas. El paciente debe identificar cuál es la lámina circular que tiene la red sinusoidal en cada nivel de contraste, indicando si esta se sitúa en el circular superior o inferior. Por tanto es un test con dos respuestas alternativas. La ventaja de este test es que tiene una iluminación interna, con un sistema de auto calibración para que los resultados sean más exactos en la prueba (Ver fig. 23), (Wachler y Krueger, 1998), Pomerancey Evans, 1994).

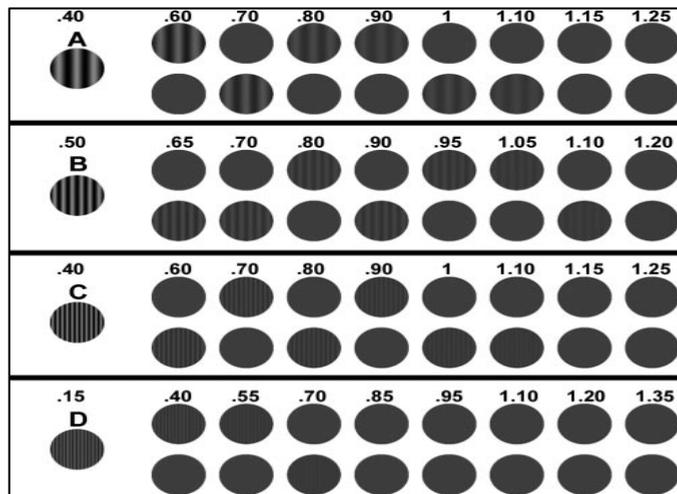


Figura 23. TEST CSV-1000E® Fuente: Wachler y Krueger, (1998).

1.4 PARAMETROS QUE AFECTAN LA FSC

En el momento de diseñar un test para la medición de la función de la sensibilidad al contraste, se hace necesario tener en cuenta los siguientes parámetros:

1.4.1 Luminancia (L): la luminancia media utilizada para determinar la FSC influye notablemente en el resultado que se obtiene, los cambios que se observan son los siguientes: (*Van Nes et al, 1967*).

- La FSC aumenta al aumentar la luminancia.
- La máxima sensibilidad del sistema visual se desplaza hacia frecuencias mayores cuando aumenta la luminancia.
- La forma general de la curva varía desde el filtro pasa-baja, con luminancias bajas, hasta la del filtro pasa-banda con luminancias superiores.

El estudio realizado por *Van Nes, F. et al. en 1967*, en el cual estudiaron la variación de la SC en diferentes condiciones de luminancia, los resultados están representados (Ver fig.24), el test estaba iluminando una red sinusoidal con luz monocromática de 525 nm, el campo alrededor del test estaba oscuro y el observador veía el test a través de una pupila artificial de 2 mm, en

Introducción

cada curva está representada FSC a un nivel distinto de luminancia cuyo valor esta expresado en trolands (*Van Nes et al, 1967*).

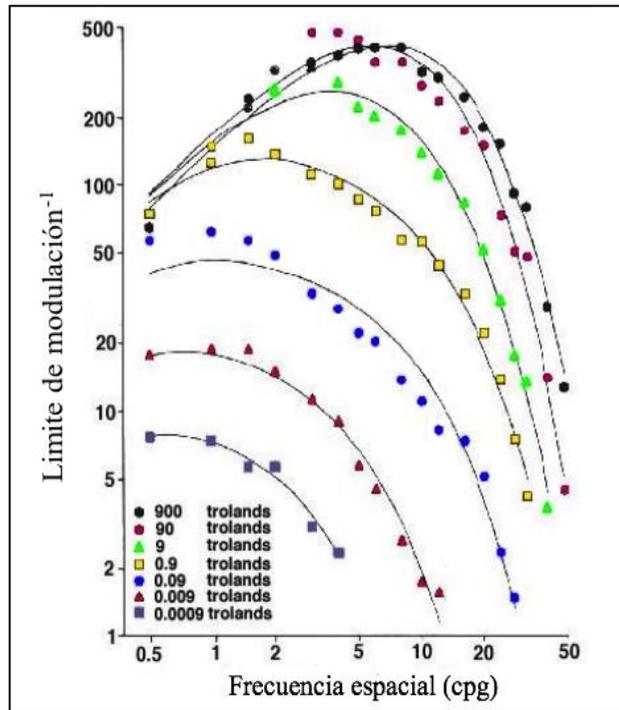


Figura 24. FSC con diferentes niveles de luminancia.

Fuente: Van Nes, F.L, et al; (1967), Adaptado y traducido por Silvia M. Escobar D.

La FSC disminuye si los niveles de luminancia son bajos, y aumenta cuanto más alto es el nivel luminoso (*McCourt et al.2013*).

Cuando disminuye la luminancia el pico de máxima sensibilidad se desplaza hacia frecuencias más bajas, llegando incluso a obtenerse la forma de una curva pasa bajo (Tyler, 1997) El estudio de Youn y Hong-suk 2010), demostró que las respuestas reducidas de la FSC dan como resultado una menor potencia del filtrado de la imagen; por lo tanto el estímulo debe aparecer más oscuro con una luminancia envolvente más alta, en este estudio hubo una reducción de las frecuencias espaciales medias y bajas. (Van Nes, et al 1967, Da Silva Souza et al, 2011).

1.4.2 Excentricidad: la FSC se determina habitualmente para la visión foveal, donde tenemos la máxima sensibilidad y resolución. Sin embargo, los estudios demuestran que la sensibilidad del sistema disminuye con la excentricidad (figura 25), es decir, a mayor excentricidad menor sensibilidad (Hiltz y Cavonius, 1974). También se comprobó que el área de sumación total decrece de la fóvea a la periferia, por lo tanto si medimos la sensibilidad de un estímulo de determinada frecuencia espacial a distintas excentricidades, se obtiene una disminución a medida que la excentricidad aumenta, esta disminución de sensibilidad es más rápida a mayor frecuencia espacial (Robson y Graham 1981),

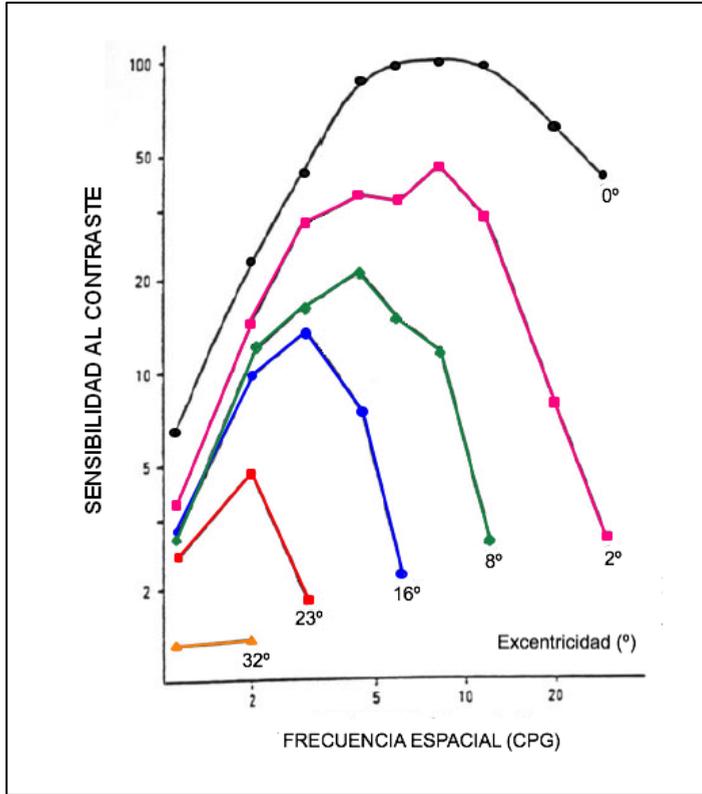


Figura 25. FSC con diferentes excentricidades.

Fuente: *Hilz & Cavonius, (1974)*, traducido y adaptado por Silvia M. Escobar D.

1.4.3 Orientación de la red: la sensibilidad al contraste en los test periódicos es mayor cuando la red está orientada horizontal o verticalmente, el patrón oblicuo produce un efecto oblicuo el cual es más pronunciado a mayor frecuencia espacial, (*Artigas, J.M. (1995)*).

Este efecto puede aparecer relacionado con el defecto refractivo de astigmatismo, ya que en ambos se aprecia un desenfoque en las líneas oblicuas, sin embargo estudios comprobaron que este efecto se produce en ausencia del astigmatismo, por lo tanto es probable que este efecto sea de origen neural, en la siguiente figura, se puede apreciar que a medida que se aumenta el ángulo de inclinación con respecto a la línea vertical, la sensibilidad disminuye, mientras que si se presentan patrones verticales u horizontales la sensibilidad es mayor. (Tyler C. W. (1997).

1.4.4. Perfil de la red: En la determinación de la FSC se pueden usar redes sinusoidales o cuadradas. Según Campbell y Robson (1968), la onda cuadrada puede ser considerada como la suma de un número determinado de componentes sinusoidales. La red cuadrada presenta una mejor sensibilidad en las bajas frecuencias espaciales en relación a la red sinusoidal (figura 26).

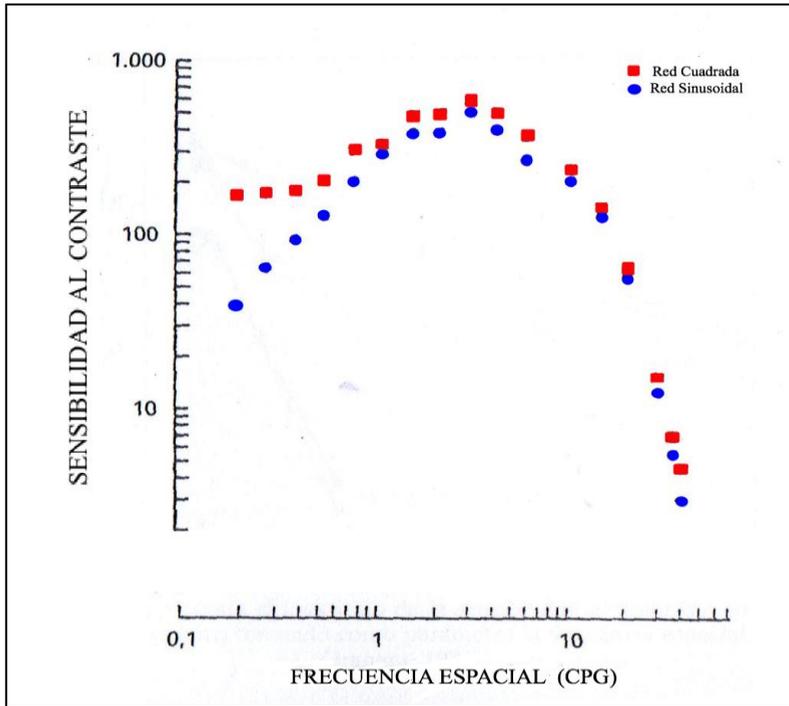


Figura 26. FSC con diferentes perfiles de redes.

Fuente: Artigas, J.M. (1995).

1.4.5. Tamaño del test: la influencia que tiene el tamaño sobre la FSC solamente es apreciable cuando se varía el ángulo subtendido por el test por debajo de los 2° grados. Si el test utilizado tiene más de 2° de tamaño la detección resulta independiente de tamaño; si se reduce el tamaño del test se puede disminuir la sensibilidad en la frecuencia espacial medias y bajas. La sensibilidad a las frecuencias espaciales altas (12 a 16 cpg) no cambia con el tamaño del test y el

punto de máxima de sensibilidad se desplaza hacia las frecuencias altas (Ver fig.27), (Arundale, 1978; Otálvaro y Cañón, 1994), Kalloniatis y Luu, 1995; Tyler, 1997).

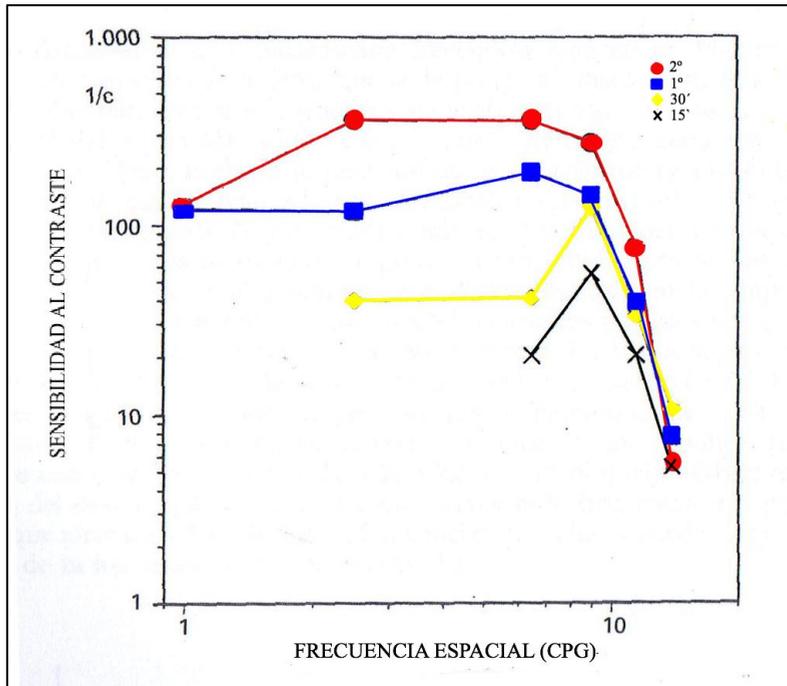


Figura 27. FSC según el tamaño del test.

Fuente: Artigas, J.M. (1995).

1.4.6 Tiempo de exposición: la FSC depende del tiempo necesario del que dispone el observador para realizar la tarea visual, es decir, el tiempo de exposición infinito, pero si este tiempo se limita la curva de FSC puede sufrir una

Introducción

variación, que además es diferente según la frecuencia espacial evaluada, estudios como el de (*Wu, et al. 2020*) demuestra que un correcto protocolo y mayor tiempo frente al test mejora el aprendizaje del estímulo del test a utilizar.

El estudio realizado por Arend (1976) en el cual se representa la FSC con diferentes tiempos de exposición de 20, 40 y 500 microsegundos, comparándolo con una exposición infinita, se observa un incremento monótono de los valores de sensibilidad, a mayor tiempo de exposición, este incremento es mayor entre 1 y 3 cpg, para las frecuencias bajas. La sensibilidad con tiempo limitado es menor en tiempos de exposición más cortos: con estos la FSC pierde su característica de filtro pasa-banda y adquiere un correspondiente al filtro pasa-baja, por lo cual los mecanismos que procesan las frecuencias espaciales son dependientes del tiempo de exposición; a mayor tiempo de exposición los valores de FSC pueden variar (Artigas, 1995, Arundale, 1978).

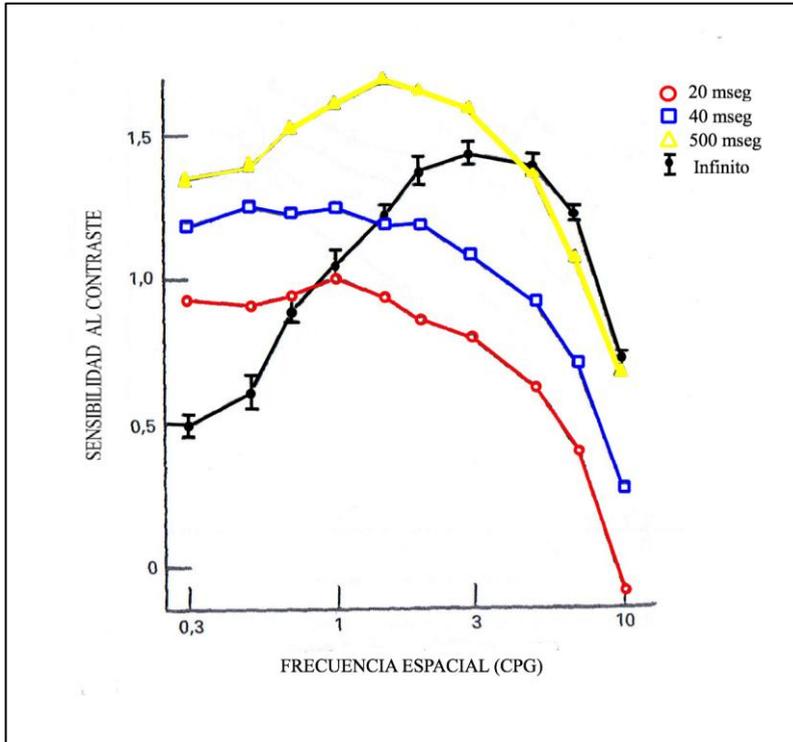


Figura 28. FSC según el tiempo de exposición

Fuente: Artigas, J.M. (1995)

1.4.7 Desenfoque: Depende de la detección determinada por la frecuencia espacial en función de la potencia en dioptrías de la lente oftálmica que se le coloque al paciente, por lo tanto si se mide varias frecuencias espaciales y se ve que la máxima sensibilidad se obtiene con un poder dióptrico determinado, la potencia de esa lente es la que nos indicará el mejor enfoque del paciente.

Introducción

El estudio realizado por Campbell y Green (1965), observaron que con frecuencias de 9, 22 y 30 cpg, se obtenía mejor enfoque con lente +1.50 D, mientras que la frecuencia de 1,5 cpg la sensibilidad era la misma con cualquier lente; esto indica que el desenfoque no afecta a las frecuencias espaciales bajas, pero si afecta a las frecuencias espaciales altas. (*Bourne et al, 2013; Fricke et al, 2018; Chylack et al. 1993*).

A continuación, se representa la FSC obtenidas por Campbell y Green, (1965), en donde la curva superior corresponde a la de mejor enfoque con lente (+1.50D), las siguientes curvas corresponden a desenfoques con lentes de +0.50, +1.00 y +2.00 D. Se observa que el efecto del desenfoque es mayor cuanto mayor es la frecuencia espacial. (Ver figura 29).

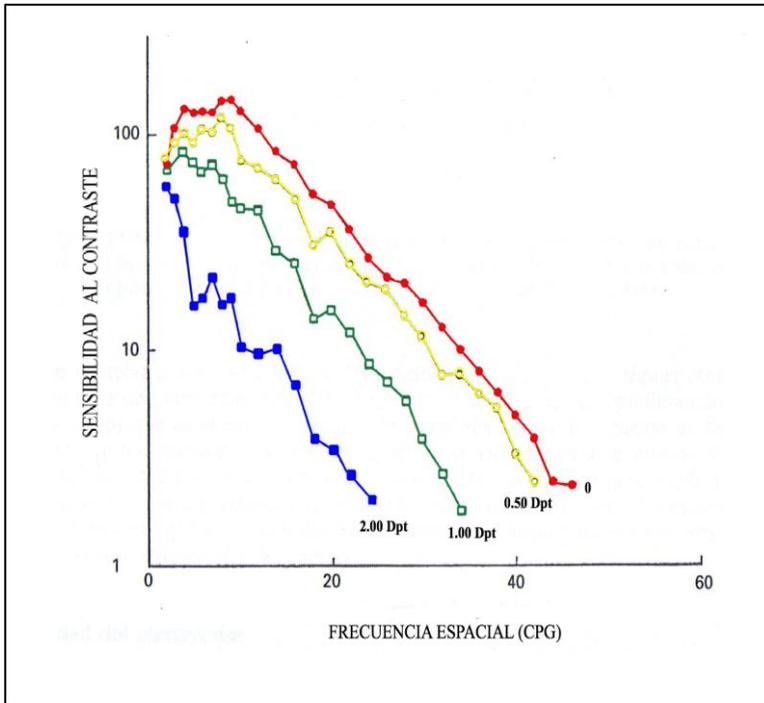


Figura 29. Evaluación de FSC con diferentes lentes oftálmicas en el desenfoque.

Fuente: Artigas, J.M. (1995)

1.4.8 Diámetro pupilar: la pupila es un factor determinante en la transmisión de las frecuencias espaciales por cualquier sistema óptico. El tamaño pupilar determina la difracción, la MTF y magnitud de las aberraciones que afectan al ojo. Cuanto mayor es el diámetro pupilar, menor será la profundidad de foco y se disminuye la difracción, por lo tanto el sistema óptico tendrá una frecuencia de corte más alta, pero aumentan las

Introducción

aberraciones esféricas, lo cual conlleva a una disminución de sensibilidad en las frecuencias espaciales altas y medias (*Campbell y Green, 1965*).

El efecto de las aberraciones es decisivo frente a la difracción en pupilas de 2 mm o mayor diámetro, pero con 1 mm de diámetro pupilar el sistema puede considerarse libre de aberraciones y limitado solo por la difracción. (*Sekuler y Owsley, 1983*).

El estudio de *Campbell y Green (1965)* muestra los resultados de la FSC con diámetros pupilares de 2 mm, 3,8 mm y 5,8 mm. El observador estaba emetropizado y la iluminación retiniana era de 500 td. En este estudio se observa como empeora o disminuye la sensibilidad al aumentar el diámetro pupilar (*Kalloniatis y Luu, 1995*). (Ver figura 30).

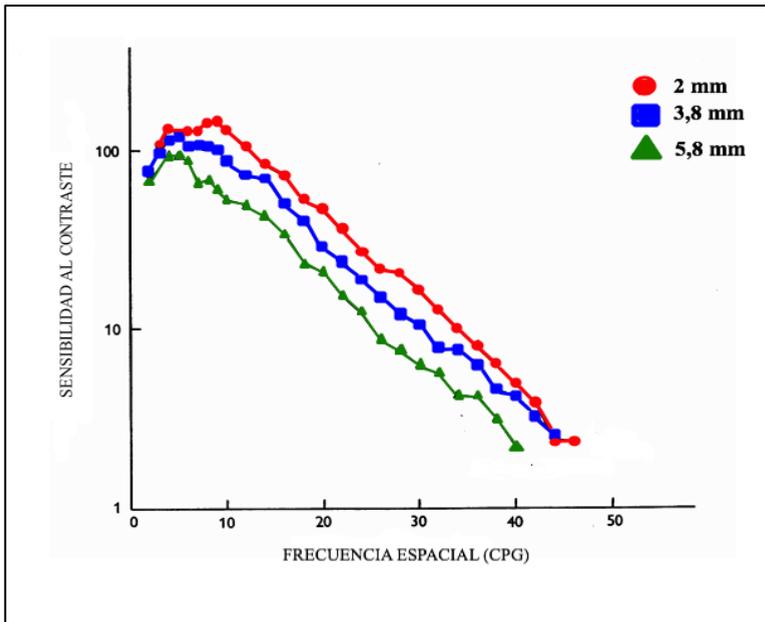


Figura 30. Evaluación FSC con diferentes diámetros pupilares.

Fuente: Artigas, J.M. (1995).

1.4.9 Edad del paciente: la FSC varía con la edad y mejora progresivamente acercándose a los valores de un adulto al final de primer año de vida. Continua aumentando constantemente con la edad hasta llegar a sus niveles máximos entre los 18-29 años y comienza a reducirse su respuesta después de los 30 años. La razón por la cual existen diferencias en la sensibilidad al contraste entre niños y adultos es desconocida, ya que la maduración anatómica y fisiológica de receptores, células ganglionares, dendritas etc, suele alcanzar los niveles de los adultos aproximadamente a los 2 años de vida.

Introducción

Se puede afirmar que la edad es inversamente proporcional a la respuesta de sensibilidad al contraste: cuanto mayor es la edad menor será la capacidad de respuesta al test de sensibilidad al contraste (*Artigas et al, 1995*). Este hecho también está relacionado con la pérdida de otras capacidades visuales y ópticas, como la reducción del tamaño pupilar o miosis senil, la pérdida de la acomodación y la transparencia del cristalino. Al aumentar la densidad del cristalino la transmisión de luz que llega a la retina es menor, lo cual ocasiona una reducción en la luminancia retinal, lo que conlleva a la disminución pupilar; sin contar con otras deficiencias o enfermedades oculares que la persona pueda contraer (*Campbell y Green, 1965*).

Algunos estudios demuestran que, a mayor edad, la sensibilidad al contraste disminuye un poco en todas las frecuencias (*Nadler et al, 1990*). Hay dos factores principales a los que generalmente se puede deber el desempeño reducido con la edad: los cambios en las propiedades ópticas del ojo y factores neurales reducidos. Una porción grande de la pérdida en la sensibilidad de contraste se debe a los cambios en las propiedades ópticas (es decir, opacidad de los medios y el tamaño de la pupila del ojo) (*Lasa et al, 1992*).

Introducción

A partir de los 45 años, la determinación de la FSC de una persona sería un buen medio para conocer el mantenimiento o la pérdida de sus capacidades visuales.

La FSC disminuye con la edad en todas las frecuencias espaciales probadas, con una mayor disminución en las frecuencias espaciales más altas. La edad y las cataratas se asocian independientemente con la disminución de la sensibilidad al contraste. (Sia et al, 2013). (Ver figura 31).

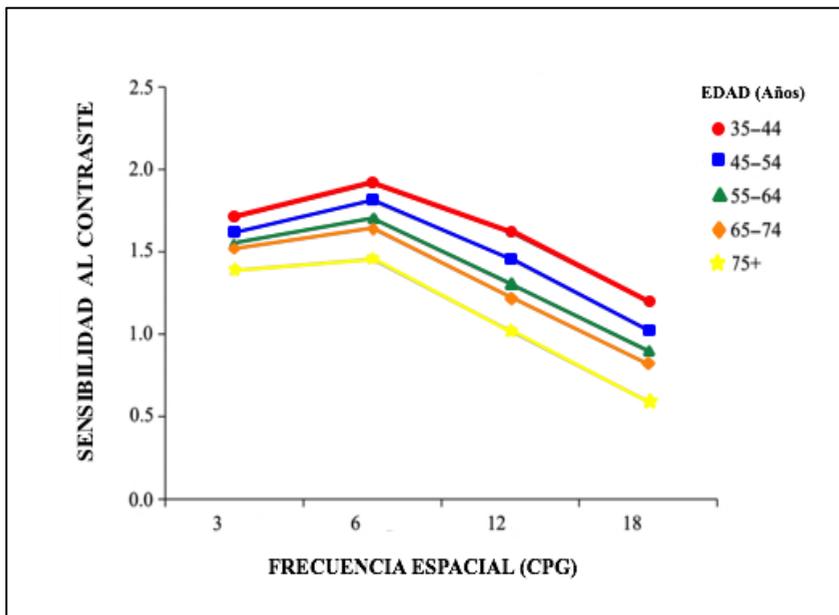


Figura 31. FSC en diferentes grupos de edad.

Fuente: Sia et al, 2013, traducido y adaptado por Silvia M Escobar

1.5 APLICACIONES CLINICAS DE FSC

La medición de la FSC es un importante dato que nos ayuda a saber la condición de la función visual. Dado que el sistema visual no procesa por igual las diferentes frecuencias espaciales y que estas frecuencias son transmitidas por distintos canales, la alteración de estos canales por diferentes causas provoca una alteración de la FSC justo en la zona correspondiente donde estas frecuencias espaciales se procesan, por lo que una alteración en la FSC puede poner en manifiesto lesiones o alteraciones del sistema nervioso central.

Diferentes estudios científicos han demostrado la influencia de determinadas patologías o condiciones oculares sobre la FSC. Este hecho hace que esta medición sea un medio eficaz para la detección y seguimiento de posibles enfermedades visuales. Tiene como ventaja ser un método no invasivo y de detección temprana; la medición de la FSC es empleada en la práctica optométrica para evaluar la calidad de compensaciones visuales oftálmicas, así como para evaluación de lentes de contacto, ya que esta medida puede poner en manifiesto problemas de adaptación, potencia inadecuada o pérdida de la calidad óptica que no implican disminución de la agudeza visual. Diferentes estudios reportan que, durante el periodo de adaptación de las lentes, la FSC disminuye y luego recupera su valor normal (*Roland et al, 1998*). También es utilizada en la evaluación pre

quirúrgica o post quirúrgica de implantes de LIO (*Tzelikis et al, 2007*).

Diferentes estudios han reportado que las lesiones maculares como la degeneración macular (*Loshin y White, 1984*) producen una considerable pérdida de sensibilidad en las frecuencias bajas. Los pacientes con esclerosis múltiple presentan una curva FSC anormal y diferente a la producida por la respuesta FSC en los errores de refracción (*Plant y Hess, 1985; Regan et al, 1982*). En los casos de glaucoma también hay una reducción dependiendo del grado de la enfermedad (*Hot et al, 2008*).

1.5.1. Evaluaciones pre-quirúrgicas:

El área que ha estimulado el mayor interés, en las pruebas clínicas de sensibilidad al contraste es la evaluación de opacidades del cristalino. Los clínicos han sido conscientes por mucho tiempo que el rendimiento visual de la catarata no puede ser medido con precisión por la agudeza visual, ya que esta evalúa la capacidad para resolver detalles finos en condiciones de máximo contraste. Estas condiciones rara vez se encuentran en la vida real: un paciente con una pequeña pero densa catarata subscapular posterior puede leer el 20/20 del optotipo en la sala de examen oscura, pero puede volverse funcionalmente ciego al aire libre en el sol. La mayoría de los oftalmólogos han adaptado sus

pruebas de rutina para tomar esto en consideración, por ejemplo, con la incorporación de pruebas de visión tanto en la oscuridad como con la sala de examen iluminada. (Tzelikis et al, 2007).

La función de sensibilidad al contraste suele encontrarse alterada en pacientes con catarata (Lasaet al, 1992) y el determinante principal para su remoción quirúrgica es la función visual. Esta función sale del conjunto de exámenes como AV, refracción subjetiva y, por supuesto, pruebas de sensibilidad al contraste.

1.5.2 Evaluación corneal: la falta de oxigenación en la córnea puede producir edema corneal. También se pueden evaluar un amplio espectro de problemas corneales, entre ellos la descompensación del endotelio, ya sea causada por un trauma de la cirugía de cataratas, por un rechazo a injerto corneal, o por un defecto endotelial heredado. Métodos actuales de seguimiento del edema corneal incluyen pruebas de agudeza visual o paquimetrías. Diferentes estudios demuestran que el estroma aumenta de grosor antes que el epitelio se vuelve edematoso. En esta situación los pacientes pueden no presentar alteración en la agudeza visual, pero si una reducción en la sensibilidad al contraste. Un edema medio del 30% puede afectar las frecuencias

espaciales medias y altas y el efecto de desenfoco que produce es como si se tuviera una lente de +1.25 D frente al ojo. Con un edema corneal mayor, la sensibilidad se reduce en todas las frecuencias espaciales. Con el test de sensibilidad al contraste se pueden detectar cambios tempranos edemas epiteliales. (*Montés-Micó y Charman, 2001*).

1.5.3 Lentes de contacto: el uso de lentes de contacto puede reducir de diferentes formas la sensibilidad al contraste; (*Rolando et al, 1998; Kirkpatrick y Roggenkamp, 1985*).

1.5.3.1 Errores refractivos residuales: pacientes con astigmatismos corneales altos, usuarios de lentes de contacto blandos, experimentarán un pequeño desenfoco y esto afecta la prueba de FSC. (*Lee, (2020)*).

1.5.3.2 Aberración esférica: una lente de contacto esférica añade al sistema visual una pequeña aberración esférica, afectando el aplanamiento de la córnea periférica. Este efecto es conocido como desenfoco dióptrico, que puede ser detectado por la FSC (*Applegate et al 1998*), Hiraoka et al 2009).

1.5.3.3 Cambios en las lentes de contacto blandas:

tonicidad, PH, temperatura, volumen de la lagrime o el material de la lente, pueden afectar la hidratación y cambiar la curvatura y grosor del lente. Estos cambios pueden inducir un error refractivo y simular desenfoque dióptrico, que afectará a la FSC. (*Kirkpatrick y Roggenkamp, 1985*).

1.5.3.4 Depósitos en las lentes de contacto:

estudios reportan que los depósitos funcionan como centros de dispersión de luz por lo tanto reducen la sensibilidad al contraste (Brennan et al, 2000)

1.5.3.5 Edema corneal:

la falta de oxígeno produce el edema corneal, si el material del lente es delgado v permitir mejor paso de oxígeno a la córnea, por lo otro lado la pérdida de sensibilidad al contraste es proporcional al grosor central del lente de contacto, pero solo es detectable a partir de una hora después de usarlo. (*Carney y Jacobs, 1984*).

1.5.4 Cirugías refractivas:

La cirugía refractiva y corneales es un área en la que tanto las pruebas de sensibilidad al contraste como el resplandor o *glare*, pueden resultar en pérdidas significativas (*Ginsburg , 2006*). Los pacientes de grupos de edades jóvenes generalmente entran a

Introducción

cirugía con una excelente AV corregida, esto hace con que sus expectativas visuales postquirúrgicas sean más altas que las de otros pacientes de oftalmología. Sin embargo, pueden ser bastante sensibles a los cambios sutiles de la calidad de la percepción visual en la FSC (*Kaiserman et al 2004; Pérez-Santonja et al 1998*).

El estudio realizado por *Montés-Micó y Charman. (2001)*, el cual evaluó diferentes frecuencias espaciales en pacientes operados de cirugía refractiva, indicaron que en los 3 primeros meses de cirugía había una reducción en las FSC, pero después del 12 meses sus funciones vuelven a la normalidad. Las mediciones de sensibilidad de contraste a 6 y 12 cpq parecen ser más útiles en la evaluación de pacientes que se han sometido a cirugía refractiva con láser porque el desenfoque y las aberraciones ópticas afectan principalmente las frecuencias espaciales más altas (*Pesudovs et al, 2004*).

Los pacientes post-quirúrgicos de cirugía refractiva por LASIK (Laser Assisted in Situ Keratomileusis) no presentan alteraciones en FSC en relación a los pacientes sin cirugía refractiva (*Boxer Wachler et al, 1999; Ghaieth et al, 1998*).

Introducción

La RK (radial keratotomy, queratotomía radial), y la PERK (photorefractive keraectomy, queratotomía fotorefractiva) presentan cicatrices post-quirúrgicas luego de cualquiera de estas dos intervenciones que, contra más cercanas estén del centro pupilar, pueden causar una reducción en la sensibilidad al contraste y en el deslumbramiento. Inducen también aberraciones ópticas (coma y aberración esférica) (*Lee , 2020*). Sin embargo, esto depende del tiempo en el que se realiza la prueba postoperatoria y del instrumento utilizado para la prueba. Otros estudios demuestran que existe una reducción de FSC y del deslumbramiento, en comparación con pacientes normales (*Tomlinson y Caroline, 1988; Applegate et al, 1998, Wachler et al 1999*).

La sensibilidad al contraste es un indicador más sensible de la función visual que la AV en la cirugía refractiva, ya que se pueden enmascarar aberraciones, desde la zona de transición de la ablación y zona de no ablación de la córnea. (*Tsyrenzhapova et al, 2019*).

En la PK (Penetrating Keratoplasty, Queratoplastia penetrante), la FSC puede ser utilizada para detectar los primeros signos de rechazo del injerto, en este caso el primer signo es el edema estromal y este comienza a

progresar hasta afectar el epitelio corneal, por otro lado si no hay rechazo del injerto la FSC tiene mejoría a medida que la córnea se va acoplando con el injerto (*Mannis et al, 1987; Mannis et al, 1984; Nielseny Hjortdal, 2012*).

1.6 PATOLOGÍAS O CONDICIONES OCULARES QUE AFECTAN LA SENSIBILIDAD AL CONTRASTE.

A continuación, se presentan diferentes alteraciones y patologías oculares las cuales pueden afectar o reducción la respuesta de FSC.

1.6.1 Defectos refractivos: a nivel mundial según la OMS para el año 2010 se estimaba que el 21% de la población mundial padecía algún error refractivo, el 80% de estos casos son corregibles o tratables. Se estima que 120 millones de personas padecen discapacidad visual por errores de refracción (miopía, hipermetropía o astigmatismo) no corregidos y se calcula que aproximadamente 1.300 millones de personas viven con alguna deficiencia de la visión de lejos o de cerca. Con respecto a la visión de lejos, 188.5 millones de personas tienen una deficiencia visual moderada, 217 millones tienen una deficiencia visual de moderada a grave y 36 millones son ciegos. (*Fricke et al, 2018*).

Por otro lado, 826 millones de personas padecen una deficiencia de la visión de cerca: la mayoría de estos defectos refractivos puede llegar a afectar a la sensibilidad de contraste en las frecuencias altas (*Fricke et al, 2018*).

1.6.1.1 Miopía: defecto refractivo en el cual los rayos de luz provenientes del infinito convergen en un punto focal situado delante de la retina.

1.6.1.2 Hipermetropía: es un defecto refractivo en el que los rayos de luz que vienen del infinito, convergen detrás de la retina.

1.6.1.3 Astigmatismo: defecto refractivo en el cual los rayos de luz provenientes del infinito convergen en puntos diferentes ya sea delante y detrás de la retina, las superficies dióptricas del ojo (córnea y cristalino) deben tener la misma capacidad de convergencia en todos su ejes. Es decir, la córnea debe tener la misma curvatura en todos sus ejes.

En algunas ocasiones se observa progresión del astigmatismo, puede estar asociado a enfermedades progresivas de la córnea como el queratocono, o síndromes de superficie ocular.

Introducción

En los defectos refractivos altos, el tamaño de la imagen retinal es alterada por el poder y la distancia al vértice del lente y por parámetros ópticos del ojo como la longitud axial y focal; en pacientes afáquicos o con hipermetropías altas, las FSC suele desplazarse hacia las frecuencias altas con una leve caída en las frecuencias bajas; al utilizar lentes de contacto en defectos altos, la magnificación de la imagen es menor y la FSC se encontrará más cerca al parámetro normal (Piñeros et al, fig. 32).

En pacientes miopes altos se espera lo contrario, a los hipermétropes, en los pacientes miopes corregidos las lentes negativas causan una reducción en las frecuencias bajas conservando las frecuencias altas. Existe una reducción de la imagen retiniana, lo cual explicaría porque los miopes tienen FSC aparentemente similares a las de los pacientes normales (*Bourne et al, 2013*).

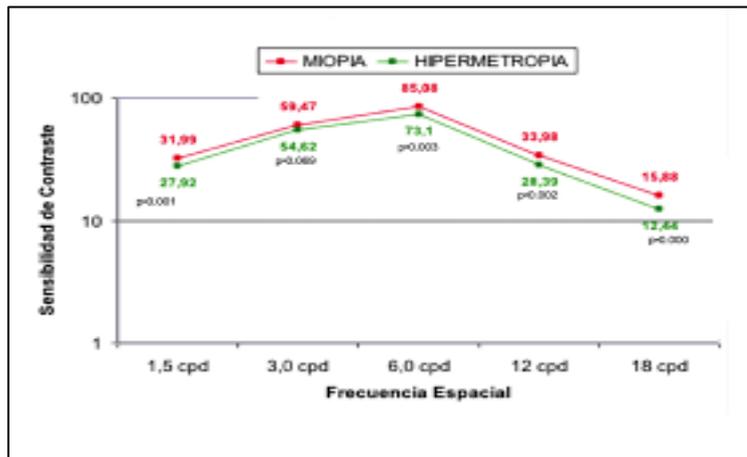


Figura 32. FSC en defectos refractivos

Fuente: Piñeros *et al.* (2018).

1.6.2. Presbicia: La presbicia o vista cansada aparece cuando el cristalino pierde parte de su flexibilidad y no puede focalizar claramente los objetos cercanos, es el fallo en la acomodación y consiste en una alteración fisiológica inevitable, que aparece en todas las personas en un momento determinado de la vida, fruto del envejecimiento del ojo. (Furlan *et al.*, 2009).

Según la OMS (2019) al nivel mundial 2200 millones de personas en todo el mundo tienen deficiencia visual o ceguera, de las cuales al menos mil millones con deficiencias visuales que podrían ser tratadas con corrección óptica o cirugía.

Introducción

Según el estudio realizado por *Holden et al. (2008)*, en el año 2005 habían $1.04 \cdot 10^9$ personas con presbicia a nivel mundial, de las cuales 517 millones no tenían anteojos o eran inadecuados. De estos, 410 millones no pudieron realizar tareas cercanas de la manera que requerían. La discapacidad visual por presbicia no corregida es aproximadamente del (94%) en países en desarrollo.

A medida que los sujetos crecen, pasados los 40 – 45 años, se experimenta una mayor dificultad para enfocar los objetos cercanos, haciéndose necesario usar las gafas para la lectura o para tareas que precisen de una visión próxima. (*Joulán et al, 2015*).

En la presbicia, la entrada visual a la corteza está limitada por la óptica del ojo, las frecuencias espaciales altas se perciben como de bajo contraste, incluso cuando su contraste físico es alto, por lo tanto, la FSC es más baja de lo normal y parecida a la FSC de un paciente ambliópico, el estudio realizado por *Polat (2009)* (ver Fig. 33), demostró una mejoría en la FSC en pacientes presbíbitas luego de 30 sesiones para mejorar su condición visual. También la percepción de contraste más bajo puede causar que la respuesta neuronal en la corteza visual sea más débil y más lenta, lo que lleva a una identificación degradada de las letras y capacidades de lectura deficientes, por lo tanto, en la presbicia, la sensibilidad de

contraste inicial es más baja de lo normal y el procesamiento visual es normal pero hay una entrada visual borrosa, en los pacientes presbíta mejorar las funciones visuales es de importancia científica y práctica. (Polat , 2009).

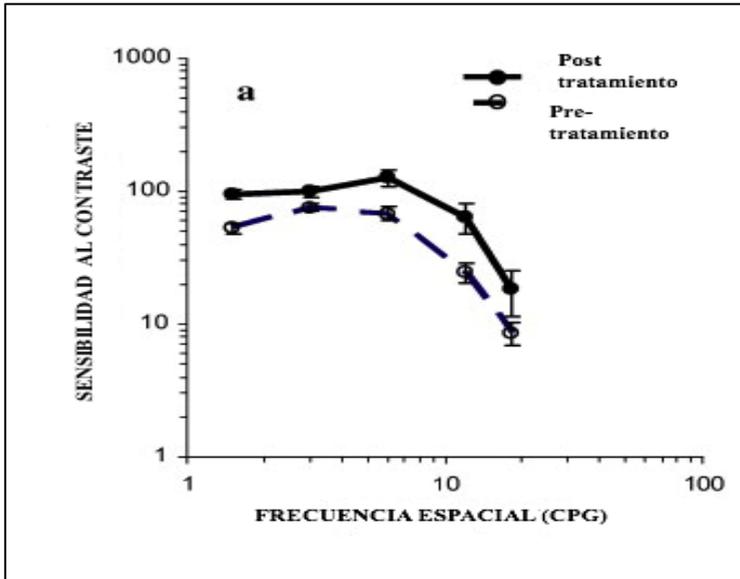


Figura 33. FSC en la Presbicia

Fuente: Polat, 2009).

1.6.3 Catarata: según la OMS es la primera causa de ceguera evitable en el mundo, se estima que el 33% población mundial padece de esta patología, representan la principal causa de ceguera en el mundo y la segunda causa de discapacidad visual después de los defectos o vicios de refracción (Fricke et al, 2018), la catarata consiste en la opacidad de la lente natural del ojo, el

Introducción

crystalino, que impide el normal paso de la luz. Se caracteriza por una pérdida de la transparencia del cristalino, que tiene como función ayudar a enfocar los objetos nítidamente a diferentes distancias. Esta lente funciona como un difusor de la luz que llega a la retina y su opacidad puede provocar disminución de la AV y de la FSC. A medida que se desarrolla la catarata, esta produce aberraciones ópticas y dispersión de la luz, lo cual es el factor principal de la pérdida visual. Estos pacientes generalmente muestran una gran diferencia entre la agudeza visual medida en una habitación oscura y la obtenida con luz de día, esto ocurre porque luz brillante dentro del campo visual de un paciente con catarata actúa como una fuente de luminancia causando más dispersión de la luz dentro del ojo (*Elliot et al, 1989*).

Actualmente el tratamiento de elección para esta condición es la cirugía, mediante la cual el cristalino opaco es reemplazado por una lente intraocular artificial (LIO). Diferentes estudios demuestran que los pacientes con cataratas presentan una reducción de la FSC y esta reducción varía dependiendo del grado de opacidad del cristalino. (*Ginsburg, 2006; Lasa et al. 1992; Chylack et al, 1993*).

El estudio de *Klein et al. 2015*) encontró una correlación significativa entre la reducción de la sensibilidad al contraste causada por el resplandor o *glare* producido por la catarata y el puntaje de probabilidad de glaucoma. Según (*Sia et al, 2013*), las cataratas subcapsulares posteriores causan mayor reducción en todas las frecuencias espaciales.(ver fig. 34).

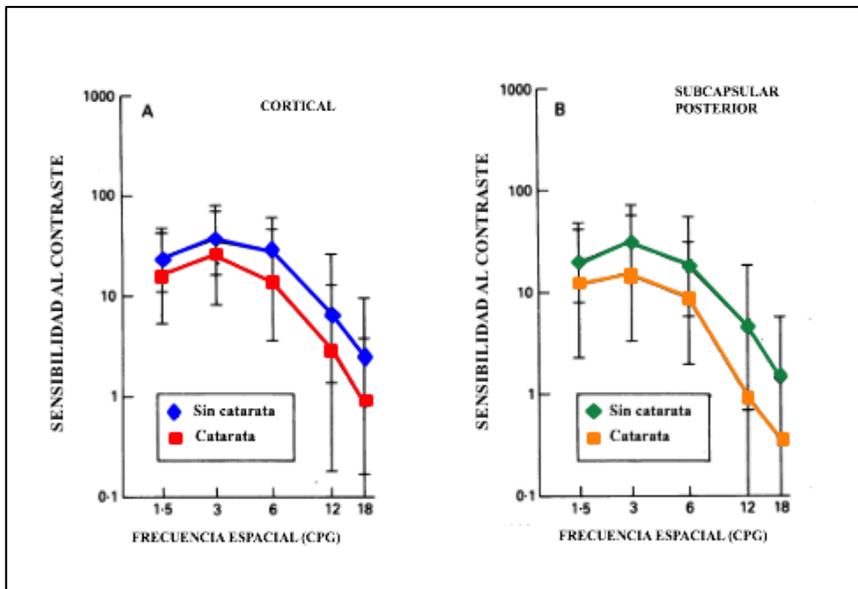


Figura 34. FSC en pacientes con Catarata

Fuente: *Chylack, et al. 1993*). Adaptado y traducido por Silvia M. Escobar Duran.

1.6.4 Glaucoma: Es una patología muy común y que altera de forma progresiva la visión y la sensibilidad al contraste. Se define como una neuropatía óptica crónica

Introducción

y progresiva con alteraciones morfológicas características de la cabeza del nervio óptico (estrechamiento progresivo del anillo neuro-retiniano) y de la camada de fibras nerviosas, aumento de la PIO y disminución del campo visual. Es una patología silenciosa y asintomática, que comienza con una pérdida de visión periférica y evolución gradual hasta disminuir la visión central (*Ansari et al, 2002*).

El glaucoma más común es el glaucoma primario de ángulo abierto (GPAA). Las consecuencias de un diagnóstico tardío o un inadecuado tratamiento pueden volver esta patología más severa. Para su seguimiento es necesario monitorear con mucho cuidado las funciones retínicas y aumentar los cuidados en personas con esta patología. Según la histología de la enfermedad las fibras nerviosas pueden dañarse incluso antes de detectarse una pérdida del campo visual. Estos hallazgos sugieren realizar pruebas diagnósticas más refinadas como la prueba de sensibilidad al contraste, prueba visión del color y electroretinograma para evidenciar los daños por glaucoma. Según *Richman, et al (2010)*, los aspectos de la función visual que mejor predicen la capacidad de un paciente con glaucoma para realizar actividades en su vida diaria son la agudeza visual binocular y la sensibilidad al contraste.

Introducción

En el GPAA existe una pérdida tardía de la agudeza visual ya que las pérdidas de campo visual comienzan en anillo de 15 a 20 grados desde la mácula. Por lo tanto, las mediciones extrafoveales de la función visual con la FSC podrían ser eficaces como método de detección temprana.

El glaucoma puede producir una reducción en la respuesta de la FSC en todas las frecuencias espaciales, (*Kara et al, 2016*), pero especialmente en las medias y bajas. Entre más avanzado esté el glaucoma, la reducción de la respuesta al contraste será mayor, aunque la agudeza visual del paciente esté dentro de los parámetros normales (*Pomerance y Evans, 1994; Arundale, 1978; Sekuler y Owsley, 1983*).

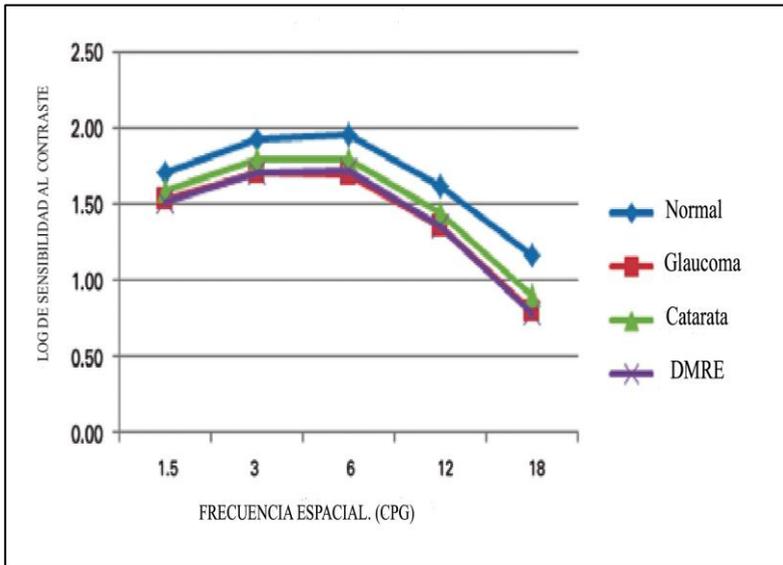


Fig 35. FSC en pacientes con Glaucoma, Catarata y DMRE. Fuente: *Kara, S. et al; (2016)*

1.6.5 Retinopatía diabética: la diabetes es una enfermedad que puede producir complicaciones de forma aguda o crónica, siendo la Retinopatía Diabética (RD) una de estas complicaciones. Esta enfermedad afecta a todas las estructuras oculares como la película lagrimal, córnea, cristalino, humor vítreo y la retina. Dependiendo del grado de la enfermedad puede afectar a la dispersión de la luz y puede alterar las funciones visuales, como la respuesta de la sensibilidad al contraste y cambios en los colores, llegando a reducir la visión gradualmente hasta la ceguera. Diferentes

Introducción

estudios demuestran que hay una reducción en las frecuencias medias y bajas en la curva de sensibilidad al contraste (*Lasa et al, 1992; Sekuler y Owsley, 1983; Arundale, 1978*).

El estudio realizado por *Sokol et al (1985)*, demostró que pacientes diabéticos insulino-dependientes sin retinopatía diabética presentaban FSC dentro de la normalidad. Los pacientes no insulino-dependientes y sin retinopatía diabética presentaban una reducción de la FSC solo en frecuencias espaciales altas. Finalmente, pacientes no insulino-dependientes con retinopatía diabética presentaban una reducción de la FSC en todas las frecuencias espaciales evaluadas.

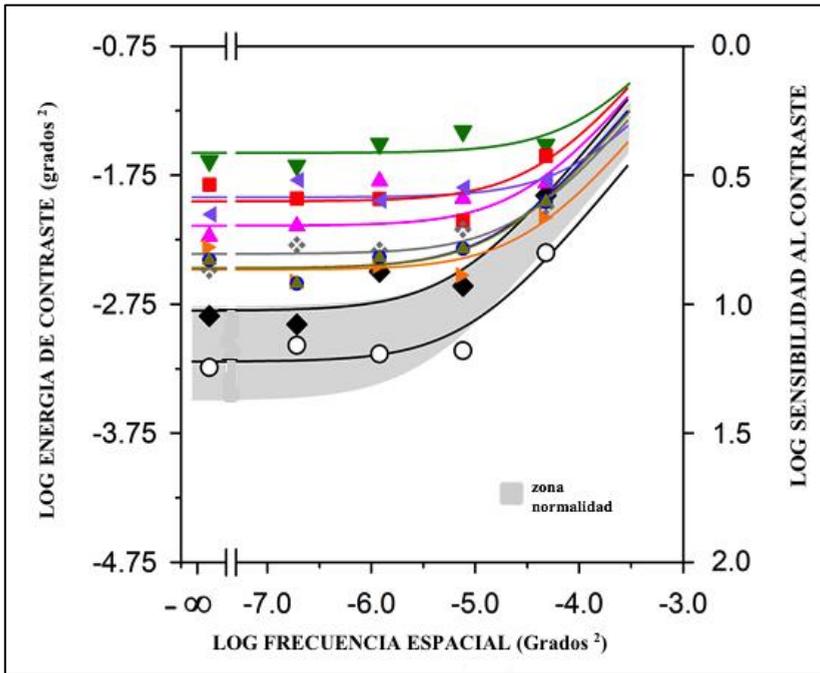


Fig 36. FSC en pacientes con y sin Retinopatía diabética.

Fuente: J McAnany y Park, (2018), Adaptado y traducido por Silvia M. Escobar D.

1.6.6 Degeneración Macular Relacionada a la Edad

(DMRE): Es la causa irreversible más común de la ceguera, afecta más o menos al 7% de la población mundial entre 65 y 74 años. Se manifiesta a partir de un conjunto de enfermedades hereditarias y también está relacionada con la morbilidad, por estar asociado a la depresión. Esta enfermedad también puede alterar la respuesta de sensibilidad al contraste, por que altera la

Introducción

visión central y las células fotorreceptoras como los conos. La disociación que existe entre la agudeza visual y frecuencias altas en la FSC es un hallazgo común entre las enfermedades de retina, (*Aslam et al, 2014*).

Por ejemplo, un paciente con AV 20/20 puede presentar una respuesta en frecuencias altas menor de lo esperado, como lo reportado en casos de retinitis pigmentosa, retinopatía diabética y retinopatía cerosa central. En la mayoría de estos casos la fovea se encuentra aún intacta, por lo que se mantiene una buena agudeza visual, pero una reducción en la FSC porque esta requiere un área retiniana más amplia. Esto ocasiona una reducción en las frecuencias bajas.

El estudio de *Faria et al (2015)*, reportó una disminución de la FSC en las frecuencias espaciales estudiadas con el test de Pelli Robson. Otros estudios demuestran que hay una reducción en las frecuencias espaciales medias y bajas en la curva de sensibilidad al contraste en pacientes con DMAE (*Lasa et al, 1992; Sekuler y Owsley, 1983; Arundale, 1978; Kleiner et al, 1988, Midená et al, 1997*). (Ver fig. 35).

1.6.7 Lentes intraoculares (LIO) o pseudoafaquia: la cirugía de catarata se ha incrementado en los últimos

Introducción

años, pero problemas con la opacificación capsular, el diseño de las lentes y malas posiciones en el momento de la implantación de la LIO pueden llegar a alterar las funciones visuales como reducir la FSC y producir mayor deslumbramiento (*Oliveira et al, 2004*).

Las LIO están asociadas con diferentes tipos de pérdidas de sensibilidad al contraste: en algunos pacientes implantados con LIO esféricas y multifocales, la FSC se encuentra disminuida. Hay estudios como el realizado por *Mela et al (1996)* que demuestran que hay una reducción predominante en las frecuencias medias y bajas y algunas pérdidas en las frecuencias altas en la curva de FSC, validado por otros trabajos (*Ravalico et al, 1993*; *Vivekanand y Kamath, 2019*).

Otros estudios (*Espíndola et al, 2014*), demuestran que las LIO esféricas reducen la aberración esférica del ojo y mejoran la FSC mesópica en pacientes implantados. También autores como *Kim et al (2007)*, demostraron que la FSC es mejor en LIO monofocales esféricas que en las LIO multifocales.

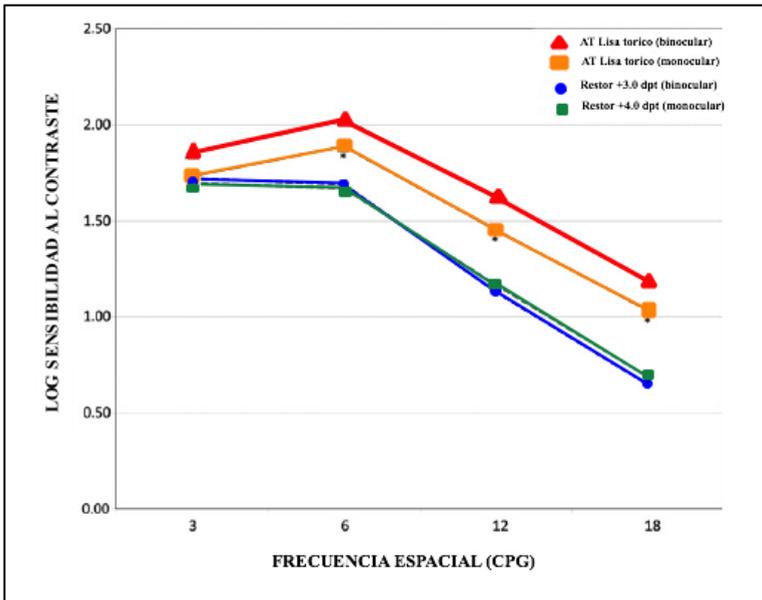


Fig 37. FSC en pacientes con LIO asferico AT lisa torico y LIO Bifocal Restor.

Fuente: Visser et al, 2012, Adaptado y traducido por Silvia M. Escobar D

1.6.8 Tuberculosis: La tuberculosis (TB) es, según la OMS, es una de las 10 principales causas de mortalidad en el mundo: en el año 2017, aproximadamente 10 millones de personas enfermaron de tuberculosis y 1,6 millones murieron por esta enfermedad, entre ellos, 0,3 millones de personas con VIH. (De Cock et al, 1992).

En África subsahariana se estiman 300 casos por cada 100.000 habitantes, 2.3 millones de casos nuevos

Introducción

asociados a 254.000 muertes por año. En Mozambique se presentaron 490 X 100.000 entre individuos 16 a 60 años.

La tuberculosis ocular es la enfermedad más importante relacionada con el VIH. Es una infección oportunista en países subdesarrollados como África y se encuentra entre el 30% y el 50% de los adultos, pudiendo ser reactivada en presencia de infección por VIH. Dada la gran cantidad de pacientes con VIH / SIDA y tuberculosis activa, en los países en desarrollo es probable que las complicaciones oculares sean más frecuentes. Las manifestaciones oculares más frecuentes son las infecciones en conjuntiva, afecciones corneales, escleritis nodular y uveítis (*Egbagbe y Omoti, 2008*). Estos autores también encontraron que la tuberculosis es una causa de morbilidad ocular, discapacidad visual y ceguera, su prevención, el diagnóstico temprano y el tratamiento temprano de esta enfermedad pueden prevenir la pérdida visual evitable.

La primera línea de tratamiento más utilizado es con Etambutol, (*Turnidge y Paterson, 2007*). Este es el fármaco antituberculoso más usado, pero se desconoce exactamente el mecanismo de acción del etambutol. Sin embargo, se ha planteado la hipótesis de que actúa como

un agente quelante que altera uno de los varios sistemas enzimáticos que contienen metales en las estructuras de ácido nucleico de las micobacterias y que puede llegar a producir toxicidad en la retina (*Makunyane y Mathebula, 2016*), así como otras complicaciones oculares como la neuropatía óptica por toxicidad. (*Sharma y Sharma, 2011; Goyal et al, 2003*),

Otros estudios como *Kandel et al (2012)* demostraron que la agudeza visual, la sensibilidad al contraste y el ERG multifocal son pruebas sensibles para detectar la toxicidad del fármaco etambutol en etapas subclínicas y, por lo tanto, son herramientas muy útiles para controlar a los pacientes bajo terapia de etambutol para detectar toxicidad ocular.

1.6.9 Neuropatía óptica toxica: el tratamiento con etambutol en la tuberculosis, tiene un serio efecto adverso que es la neuropatía óptica retrobulbar. Esta neuritis puede presentarse en un 1-5% de los pacientes que usan la medicación. Puede ser reversible si se suspende el medicamento y su recuperación depende de una detección temprana de la patología. Pruebas visuales como la AV, percepción de los colores, campo visual y evaluación del nervio óptico pueden ser normales en presencia de esta alteración. Los síntomas visuales

Introducción

generalmente comienzan entre 2-8 meses después de iniciado el tratamiento. La discromatopsia puede ser el primer signo de toxicidad, y los cambios de color azul-amarillo suelen ser los más comunes. Los escotomas centrales son el defecto de campo visual más común, pero también han informado sobre defectos bitemporales y constricción del campo periférico. Algunas veces se hace necesario utilizar el potencial visual evocado para confirmar el diagnóstico. La medición de la FSC se ha encontrado muy efectiva para la detección de la toxicidad subclínica (*Sharma y Sharma, 2011*). El estudio de *Woung et al (1995)*, observó que los pacientes recobran su agudeza visual entre 3-4 meses después de suspender la medicación. Estos pacientes presentaban retraso en la latencia del potencia visual evocado (PVE), defectos de color deutan o tritan y escotomas paracentrales (*Makunyaney Mathebula, 2016*). Trabajos como *Howe et al (1981)* ya habían encontrado importantes pérdidas en la FSC (fig 38).

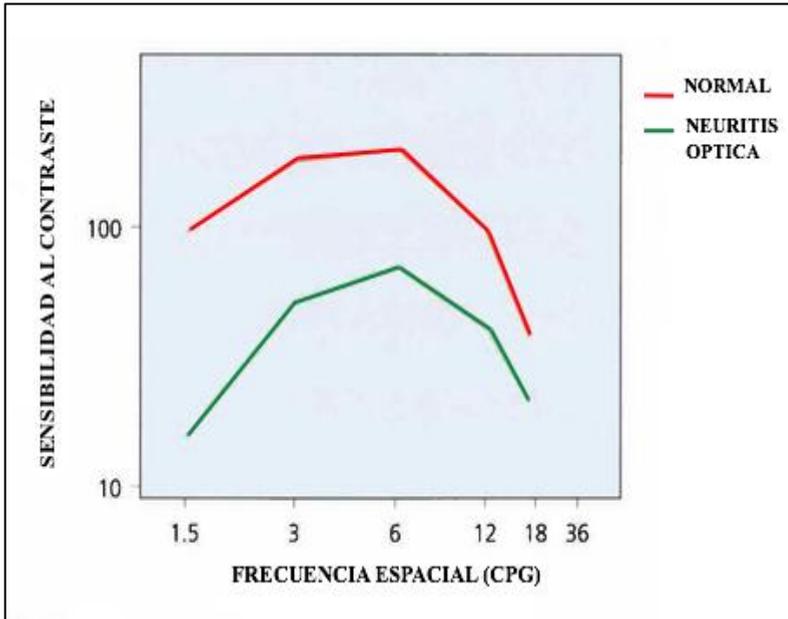


Fig 38. FSC en pacientes con neuritis óptica.

Fuente: *Howe et al, 1981*, Adaptado y traducido por Silvia M. Escobar D.

1.6.10 Virus de inmunodeficiencia humana (VIH): Según las cifras de la OMS actualizadas al año 2017, 36,9 millones de personas a nivel mundial padecían la enfermedad. El continente africano es uno de los más afectados: regiones como el sur y este de África tenían más de 19,6 millones de personas con la enfermedad. En Uganda, las complicaciones oculares como catarata, errores refractivos, enfermedades del nervio óptico, uveítis, maculopatías, glaucoma o carcinoma escamocelular fueron encontradas en el estudio de *Otiti-*

Introducción

Sengeri et al (2010). También la causa más frecuente de pérdida de visión es la retinitis por citomegalovirus (CMV) (Chan y Zhang, 2005; *Stewart, 2017*). Otras causas menos frecuentes son retinitis causadas por virus Herpes Zoster, sífilis ocular, tuberculosis ocular, micro vasculopatía isquémica criptocócica y toxicidad ocular o reacciones alérgicas a los medicamentos de la enfermedad. (Cunningham y Margolis, 1998; Sahu et al, 1999; *Ka et al, 2015*).

Los signos frecuentes a encontrar en estos pacientes incluyen: toxoplasmosis ocular, sarcoma de Kaposi y neoplasias conjuntivales y queratoconjuntivitis vernal asociada a carga viral y bajos niveles de CD4 (*Agarwal et al, 2018*).

Según estudios realizados por *Sahu et al (1999)* y *Newsom et al (2000)*, las manifestaciones oculares en pacientes con VIH más frecuentes eran la retinitis por citomegalovirus (RCMV), retinopatía por VIH (en ambos casos con disminución de la FSC, fig.38), infecciones oculares oportunistas y necrosis retiniana aguda relacionada con herpes o uveítis posterior según *Lee et al (2017)*.

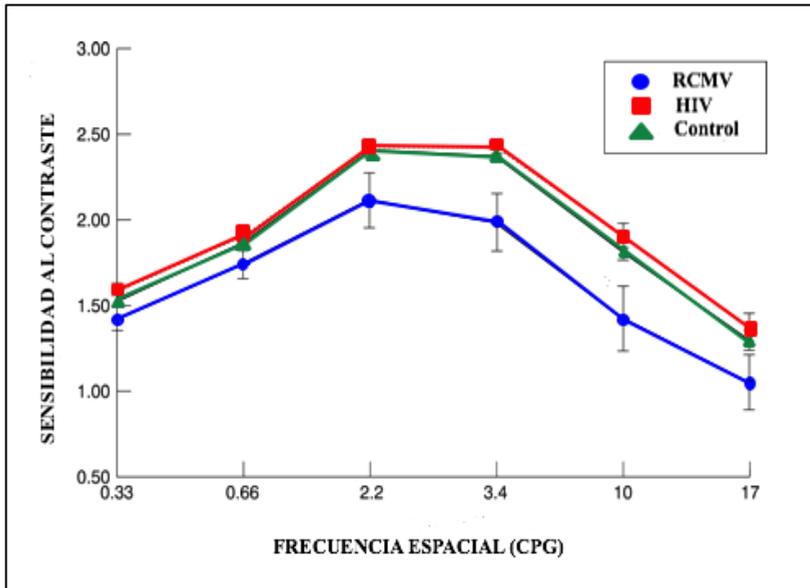


Fig 39. FSC en pacientes con RCMV Y HIV.

Fuente: Newsom, R. S., et al. (2000). Adaptado y traducido por Silvia M. Escobar D.

1.6.11 Enfermedades corneales: la medida de la FSC puede ser útil para indicar los cambios causados por enfermedades que alteran la curvatura o claridad de la córnea. El queratocono es un ejemplo típico de las limitaciones para la toma e agudeza visual en las enfermedades corneales. Estos pacientes desarrollan un astigmatismo miópico irregular lo cual causa una distorsión corneal y una disminución en la calidad de su

Introducción

visión. Una vez comienza la progresión, se comienzan a afectar las frecuencias espaciales altas y medias, aunque algunas veces suele afectar más las frecuencias medias, por lo tanto la prueba de FSC puede ser un excelente aliado en el seguimiento de la progresión del queratocono.

Estudios como el de *Zadnik et al (1987)*, *Wei et al (2011)* y *Pesudovs et al (2004)* demuestran que el queratocono produce una reducción en la respuesta de FSC, preservando las frecuencias espaciales bajas, incluso antes de que la AV muestre una reducción significativa. Otro estudio realizado por *Jinabhai et al (2012)*, observó que los cambios en la sensibilidad podrían estar relacionados con la degradación estructural de la córnea. También observaron una reducción en la sensibilidad al contraste de estos pacientes en relación con los sanos (*Liduma y Krumina, 2017*).

El estudio realizado por *Liduma u Krumina, 2017*), demostró que si el vértice del queratocono se encuentra en el centro, la corrección de las gafas mejora la sensibilidad de contraste en las frecuencias espaciales más bajas (1, 3 y 5 cpg), mientras que las frecuencias medias y altas permanecen sin cambios. Si el ápex del

Introducción

queratocono se encuentra en la periferia, la corrección de las gafas no mejora la sensibilidad al contraste. En la figura 40 se puede apreciar cómo es la FSC en diferentes grados del queratocono. También se observa cómo entre más avanzada se encuentre el queratocono, la pérdida o reducción de la FSC será mayor.

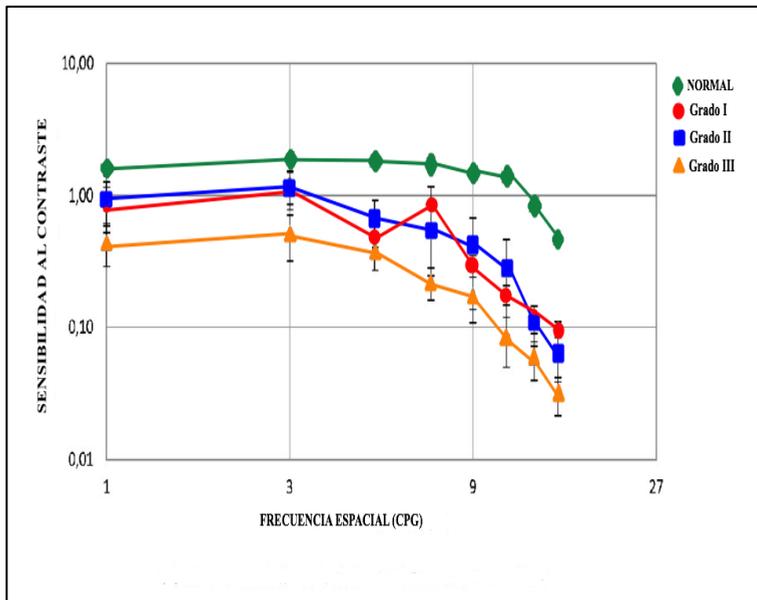


Figura 40. FSC en pacientes con queratocono

Fuente: Liduma y Krumina (2017), traducido y adaptado por Silvia M. Escobar .

1.7 TIPOS DE PÉRDIDA DE SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

Aunque lo ideal sería poder identificar diferentes enfermedades en función de la FSC, esto no es posible, ya que en las alteraciones anteriormente señaladas como cataratas, glaucoma, DMRE, defectos refractivos o enfermedades corneales pueden mostrar una pérdida similar de FSC. En estos casos, la prueba de FSC tiene un escaso valor diagnóstico por sí misma, aunque es una excelente herramienta para la prevención y seguimiento. En el primer caso, como posible síntoma que avise de patologías graves. En el segundo, para la evaluación y seguimiento de la enfermedad.

Sin embargo, es útil clasificar estas pérdidas para el posterior análisis y uso como elemento de apoyo diagnóstico. Benjamin (2006) propone una clasificación en 3 diferentes patrones de pérdida (ver figura 41).

- **Tipo 1:** Muestra una pérdida de SC en frecuencias espaciales altas de más de 10cpg, con SC normal en las bajas frecuencias. A menudo aparece en estadios precoces de enfermedades oculares como defectos refractivos, cataratas, DMAE, ambliopía, queratocono, problemas con lentes de contacto. A medida que la enfermedad

avance se irán afectando las bajas frecuencias, pasando al patrón de pérdida tipo 2.

- **Tipo 2:** Aparece en patologías como glaucoma, cataratas, atrofia óptica, adenoma pituitario. Este patrón muestra una pérdida de SC en todas las frecuencias espaciales medias, entre 4 y 10 cpg.
- **Tipo 3:** Muestra una sensibilidad al contraste normal en las frecuencias altas (y normal Agudeza visual) y reducida en las frecuencias espaciales bajas. Se ha encontrado que en pacientes con neuritis ópticas, esclerosis múltiple, glaucoma primario de ángulo abierto (GPAA), papiledema, lesiones en la vía visual, diabetes, esclerosis múltiple, Parkinson y Alzheimer, afecta las frecuencias espaciales bajas entre 0,5 y 3 cpg.

La figura 42 ilustra las regiones afectadas y las pérdidas de frecuencia espacial en relación a la FSC para los tres tipos.

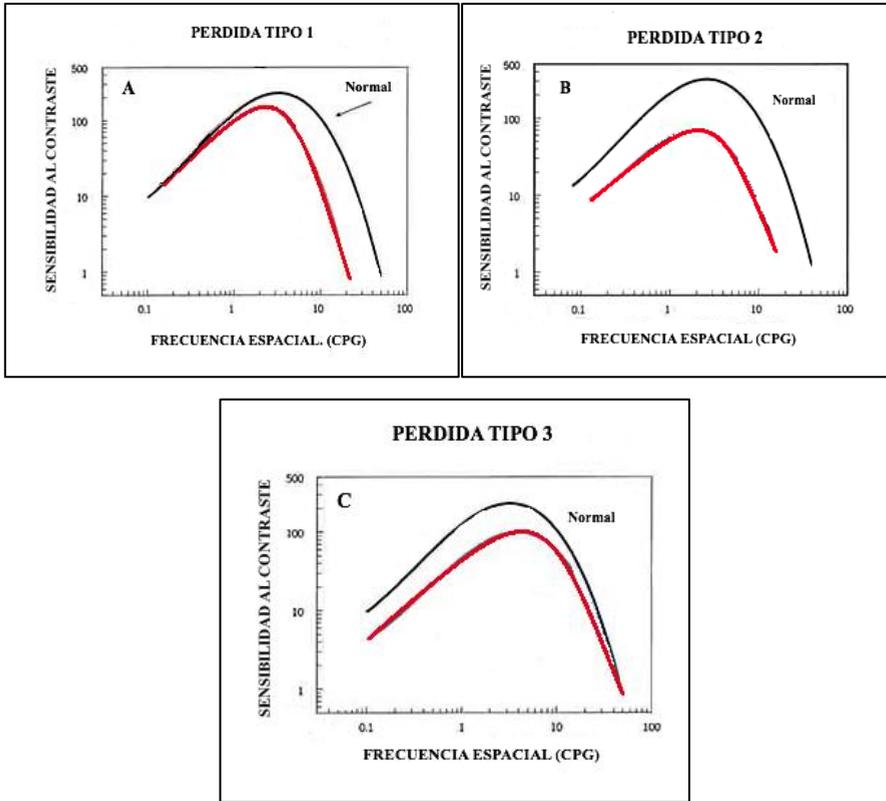


Figura 41. Tipos de pérdida de sensibilidad al contraste, fig A (pérdida tipo 1), B (pérdida tipo 2), C (pérdida tipo 3).

Fuente: *Benjamín, 2006*, Adaptado y traducido por Silvia M. Escobar Durán.

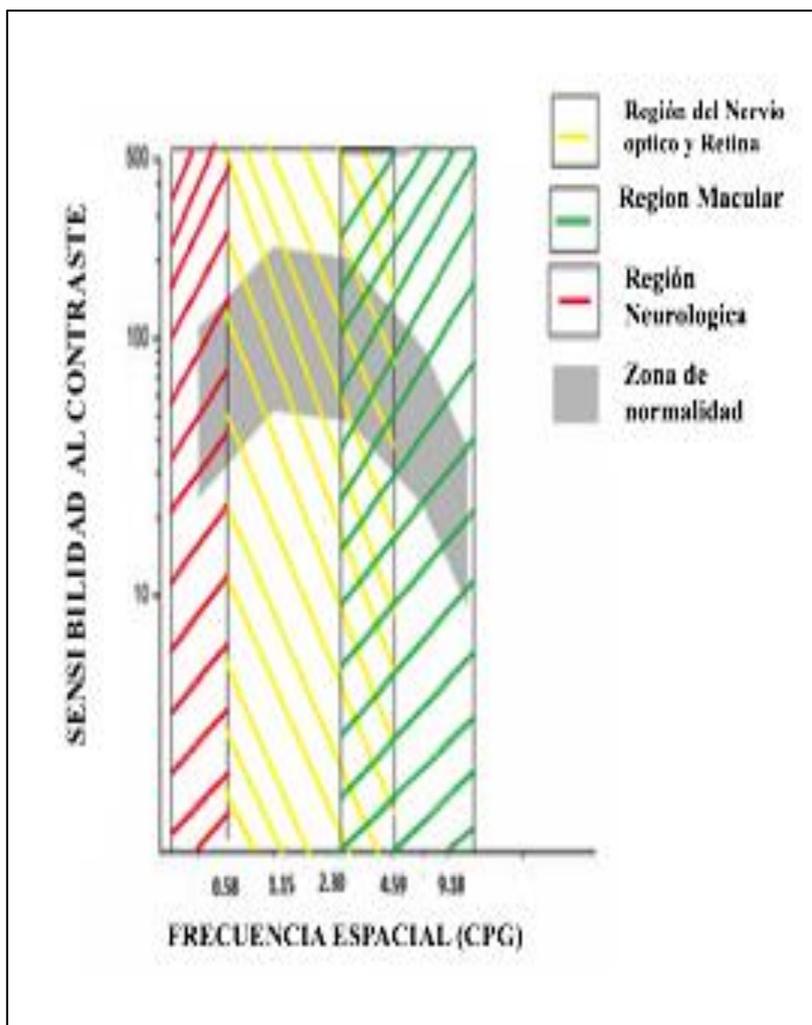


Figura 42. Pérdidas de sensibilidad al contraste según la región afectada.

Fuente: Elaborado y adaptado por Silvia M. Escobar Durán

2 JUSTIFICATIVA, HIPOTESIS DE ESTUDIO Y OBJETIVOS

2.1 JUSTIFICATIVA

La FSC está asociada a la calidad visual y caracteriza aspectos del desempeño óptico y neural del sistema visual humano (*Elliot et al, 1991*). Por lo tanto, puede ser especialmente útil en la detección de problemas visuales y oculares. En comparación con la AV, la FSC se correlaciona mejor con el rendimiento en actividades cotidianas guiadas visualmente, como conducir, caminar, y la capacidad de reconocer caras (*Owsley, 2003*).

El uso clínico de la FSC nos permite saber el desempeño visual de cada persona y predice mejor la visión funcional que otras técnicas de medición del sistema visual (*Comerford, 1983*).

También la FSC ayuda en la detección y monitorización de problemas refractivos (miopía, hipermetropía, astigmatismo) (*Tan y Fong, 2008*), ambliopía (*Bradley y Freeman, 1981*), patologías oculares como la catarata (*Hess y Woo, 1978; Stifter et al, 2006*) o glaucoma (*Hot et al, 2008*); patologías de retina, coroides (*Diez et al, 1999*) y nervio óptico (*Trobe et al, 1996*); presencia de lentes intraoculares (*Tzelikis et al, 2007*); usuarios de lentes de contacto y otras patologías de segmento anterior como síndrome de superficie ocular y ojo seco (*Rolando et al, 1998*) y otras enfermedades corneales como queratocono (*Wei et al, 2011*). También podemos encontrar una afectación en la FSC en pacientes con efectos colaterales por el uso de medicamentos sistémicos (*Santaella y & Fraunfelder, 2007; Li et al, 2008*).

Las más recientes investigaciones clínicas recomiendan que la FSC sirve como base para la determinación de la función visual y que esta sugiere un sensible indicador de enfermedad y de progresión de la enfermedad ocular (*Guirao, 1998*).

Mozambique, según el censo nacional del 2017 realizado por el Instituto Nacional de Estadística (INE), tiene aproximadamente 29,5 millones de habitantes. La provincia de Nampula es la provincia con mayor número de habitantes del país, con 3,985,274 habitantes. Esta provincia cuenta en su capital, la ciudad de Nampula, con 3 oftalmólogos y 47 técnicos y optómetras. La única universidad en todo el país que tiene un curso de licenciatura en optometría es la Universidad de Lurio, la cual ofrece servicios de salud visual en su clínica de optometría. Debido a la problemática y déficit de profesionales en salud visual y en la atención primaria de consultas, la clínica de optometría brinda un servicio de consulta de optometría completa a un bajo costo para a la población, en los estudios realizados por *Kimani et al (2011)* y *Naidoo et al. (2014)*, se estimó que la mayor causa de ceguera en la provincia fue por catarata y defectos refractivos no corregidos. Con el fin de brindar un examen más completo, rápido y funcional de visión, y como al momento de estudio no se contaba con un test de medida para la función de la sensibilidad al contraste, se diseñó un test psicofísico de medida rápida, confiable y de fácil entendimiento para la población. Según la *UNESCO (2017)* Mozambique cuenta con un

tasa de alfabetización del 60,6%, y muchas de las personas que frecuentan los servicios de salud no cuentan con buenos niveles de alfabetización, lo cual dificulta algunas veces el desarrollo de las consultas.

En Mozambique no se cuentan estudios específicos acerca de la función de sensibilidad al contraste. Por esta razón el objetivo principal de este trabajo fue determinar los valores promedio de sensibilidad al contraste a través de un prototipo de test psicofísico diseñado en un ordenador personal de fácil movilidad. Este test de medida fue aplicado a pacientes sin alteración ocular o con alteraciones oculares que asistían a las consultas de optometría en la ciudad de Nampula, Mozambique.

Los avances a nivel computacional y de la tecnología de visualización han abierto caminos para nuevos métodos de evaluación visual para superar los problemas que se presentaban con los test de láminas (*Dorr et al, 2018*). Por ello, cada vez se diseñan y realizan más tests por medio de ordenadores personales o tablets (*Tahir et al, 2014; Ruamviboonsuk et al, 2012*). Estos métodos buscan la rapidez centrándose en los estímulos que están cerca del umbral del sujeto, (*Leek 2001*). Esto significa que es necesaria una alta resolución en el espacio de estímulo (muchos niveles de contraste y frecuencias espaciales diferentes) para permitir que el algoritmo del test se adapte más finamente al sujeto. (*Lesmes et al, 2010*). Estos métodos rápidos de medida de FSC se

pueden describir generalmente mediante cuatro parámetros: la sensibilidad máxima, la frecuencia máxima, el ancho de banda y el truncamiento de baja frecuencia espacial.

Para el diseño de estos tests es necesario acudir a metodologías que reduzcan la carga sobre el paciente sin disminuirla eficacia: el estudio de (*Watson y Ahumada, 2005*), utilizando letras Sloan con filtro de pasa banda en lugar de redes sinusoidales, aumenta el número de respuestas posibles (diez en lugar de dos) para reducir la tasa de aleatoriedad y, por lo tanto, aumentar la eficiencia estadística. *Hou et al. (2015)*, propusieron pruebas que se presentan en menos de 3 minutos y con una evaluación precisa de FSC.

El estudio de *Dorr et al (2017)* presenta un test FSC rápido, el cual utilizó la pantalla táctil del iPad con una imagen de "rejilla de barrido", que variaba la frecuencia espacial y el contraste a lo largo de las dos dimensiones de la imagen. Este estudio muestra que la evaluación de FSC con test rápidos y portátiles son factibles, y que ofrecen resultados altamente precisos en tiempos de prueba de menos de tres minutos.

La aplicación *ClinicCSF* realizada por (*Rodríguez-Vallejo et al, 2015*), utiliza un dispositivo electrónico (iPad). Este estudio demuestra que la precisión de un examen de visión podría mejorarse con el uso de un método psicofísico apropiado y puede ser mejorada aún más por una población informada antes, o incluso más mediante el uso de una evaluación previa ultrarrápida como un

pre-test de un solo ensayo. Pero aún se necesitan más estudios en estos dispositivos.

Recientemente se ha presentado un nuevo método de evaluación rápida de la FSC, llamado TuebingenCSTest (TueCST), usando un ordenador personal marca Mac OSX, versión 10.9.5. El programa fue creado por medio del software Matlab® (Mathworks), se puede configurar de forma personalizada y se adapta muy fácilmente al umbral más grueso y luego, de forma lenta y precisa, al umbral más fino. Este procedimiento adaptativo es más eficiente que los métodos de estímulo constante y muestra alta precisión, repetibilidad y fiabilidad en un amplio rango de frecuencias espaciales con respecto a otras mediciones de sensibilidad al contraste, pero puede tener sesgos al momento del alcanzar el umbral, el cual puede cambiar al realizar el parpadeo y los movimientos sacádicos (Schilling et al, 2017).

Para el uso en una población específica como la mozambiqueña, Escobar (2017) diseñó un test basado en un método sencillo de escalera, diseñado a partir del test de Pelli-Robson en MATLAB® (Mathworks) y presentado en un dispositivo Surface Pro 3 (Microsoft, 2016).

2.2 HIPOTESIS

Es necesario conocer los valores promedio de FSC en pacientes sanos y con alteraciones visuales y oculares, para comprobar si es cierta la hipótesis de este estudio:

Ha: Los pacientes con alteraciones visuales y oculares no presentan diferencias en la respuesta en función de sensibilidad al contraste

Ho: Los pacientes con alteraciones visuales y oculares presentan una diferencia en la respuesta de la función de sensibilidad al contraste.

2.3 OBJETIVOS

2.3.1 General:

- Evaluar la respuesta de la función de sensibilidad al contraste por medio de un test informatizado en población africana, durante los años 2016 al 2018.

2.3.2 Específicos

- Elaborar un prototipo de test para la evaluación de la FSC.
- Determinar los valores promedio por medio de la FSC.
- Comparar los valores promedio de curvas de FSC de los diferentes grupos participantes.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 Diseño del estudio: observacional, prospectivo y transversal.

3.2 Población

3.2.1 Población blanco: Población residente en áreas urbanas con características socio-demográficas similares a las evaluadas.

3.2.2 Población de estudio: Sujetos que asistieron a consulta de optometría y oftalmología en los centros de referencia asistenciales como hospital central de Nampula, Hospital general de Marrere y centros de salud primero de mayo de la ciudad de Nampula, provincia Nampula, Mozambique, África, (Ver fig. 43).



FIGURA 43. MAPA DE REPUBLICA DE MOZAMBIQUE

Fuente

<http://www.portaldogoverno.gov.mz/por/Mocambique/Geografia-de-Mocambique/Mapa>



FIGURA 44. MAPA DE LA PROVINCIA DE NAMPULA

Fuente: <http://www.nampula.gov.mz/por/layout/set/print/O-Governo/Divisao-Administrativa>

UNIVERSIDAD DE LÚRIO (UL): Es una Universidad pública creada en el año 2006 por el Consejo de Ministros de Mozambique, el estudio se realizó en la clínica de Optometría del curso de Licenciatura en Optometría, de la facultad de ciencias de Salud. (<http://www.unilurio.ac.mz>). Ver localización figura 45.

- **HOSPITAL CENTRAL DE NAMPULA (HCN)**: centro de referencia hospitalaria en la zona norte de Mozambique de tercer nivel de atención, este recibe pacientes de las provincias del norte como Cabo delgado y Tete, el estudio se realizó en el consultorio 2 de las consultas externas del departamento de oftalmología. (<http://www.misau.gov.mz/>). Ver localización figura 45.
- **HOSPITAL GENERAL DE MARRERE (HGM)**: centro de referencia para los pacientes con enfermedad de Tuberculosis, se realizó el estudio en el departamento de hospitalización y consultas externas. (<http://www.misau.gov.mz/>). Ver localización figura 45.
- **CENTRO DE SALUD PRIMERO DE MAYO (CS1M)**: centro de referencia para los pacientes de VIH positivo, se realizó el estudio en el departamento de control terapia antiretroviral (TARV), los cuales eran referidos para realizar la consulta de optometría. (<http://www.misau.gov.mz/>). Ver localización figura 45.

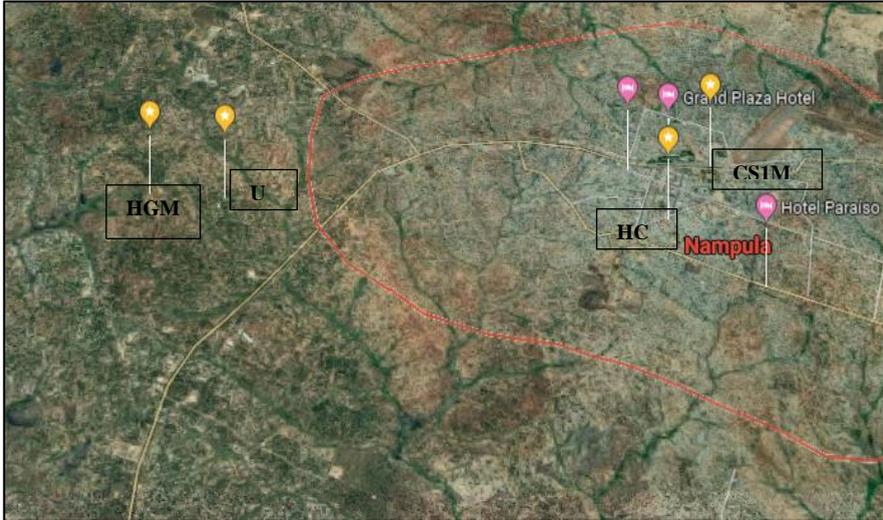


FIGURA 45. MAPA DE LA CIUDAD DE NAMPULA CON LOS CENTROS DE SALUD DE LA INVESTIGACIÓN.

Fuente: <https://www.google.com/maps/place/Nampula,+Mozambique>

3.3 Muestra: Participaron de este estudio pacientes entre 18 y 80 años de edad, de la ciudad de Nampula, que realizaron su consulta visual en la Clínica de Optometría de la Universidad de Lurio, consultas externas del departamento de oftalmología del HCN, consultas externas del Centro de salud 1 de mayo y Hospital General de Marrere. Para un total de muestra 1.359 ojos evaluados de 745 pacientes.

3.3.1 Muestreo: no probabilístico por conveniencia.

Los pacientes reclutados debían firmar un consentimiento informado de forma voluntaria para ser participante del estudio, una vez firmado se procedió a realizar el examen visual completo a cada participante.

El objetivo principal del estudio fue evaluar la respuesta de la función de la sensibilidad al contraste, para esto se clasificaron los participantes en dos grandes grupos de la siguiente manera:

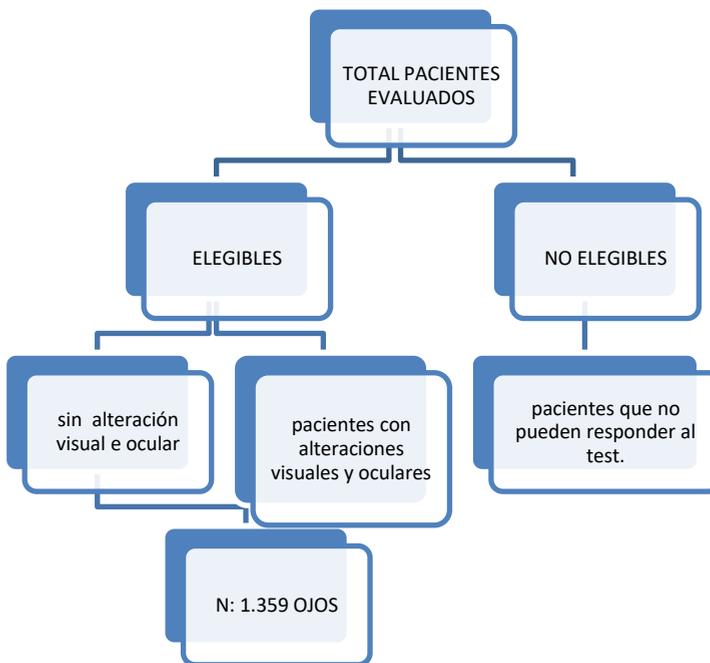


FIGURA 46. Diseño muestral de la investigación

Fuente: creado por Silvia M. Escobar Duran.

3.4 Criterios

3.4.1 Criterios de inclusión: Participantes con edades comprendidas entre 18 y 70 años, que aceptaron voluntariamente ser parte de la investigación y que firmaron el consentimiento informado (Ver anexo 3), que fueron atendidos en los centros de referencia de salud como en la clínica de Optometría de Universidad de Lurio, en el Centro de Salud 1 de Mayo, centro de referencia provincial del programa de VIH en TARV, pacientes que realizaron sus consultas visuales en el consultorio N°2 de las consultas externas del departamento de oftalmología del HCN, pacientes internados en la sala DOT, centro de referencia para pacientes diagnosticados con Tuberculosis en el Hospital de Marerre, Las historias clínicas debían estar legibles y debidamente diligenciadas con todos los datos completos.

3.4.2 Criterios de Exclusión: pacientes que no firmaron el consentimiento informado (Anexo 3), pacientes que por su condición de salud, ya sea porque estaban conectados a un respirador o pacientes en coma inducido, ya que no podían responder o realizar el test. Se excluyeron también historias clínicas de los centros asistenciales que se encontraban incompletas o sin datos claros, también se excluyeron a los pacientes que no asistieron

a las citas marcadas para realizar los exámenes de control de su enfermedad, controles visuales y para realizar el test de esta investigación.

3.4.3 Criterios de diagnósticos: Estos criterios fueron definidos por los autores de la investigación, siguiendo los parámetros establecidos por la OMS, definiciones bibliográficas de los defectos refractivos (Benjamin, W. (2006) y los criterios oftalmológicos y médicos descritos por cada institución y centro asistencial donde fue realizado este estudio.

3.4.3.1 Sano/emétrope: pacientes con errores refractivos hasta $\pm 0,25$ D y sin corrección óptica.

3.4.3.2 Miopía: fueron considerados como miopes, pacientes con defectos refractivos mayores o iguales a $-0,50$ D.

3.4.3.3 Hipermetropía: fueron considerados como hipermétropes, pacientes con defectos refractivos mayores o iguales a $+0,50$ D.

3.4.3.4 Astigmatismo: fueron considerados como pacientes con astigmatismo, pacientes con

defecto refractivo mayor o igual de 0,50 D de cilindro.

3.4.3.5 Presbicia: fueron considerados todos los pacientes mayores de 40 años, que presentaron emetropía o con cualquier defecto refractivo y que tenían adición para cerca.

3.4.3.6 Pacientes con cataratas: para diagnosticar la catarata se utilizó la clasificación LOCS III, incluyendo pacientes con opacidades nucleares y corticales en grado 2 o mayores y las cataratas subcapulares posteriores, que permitieran a los pacientes visión para realizar el test. Estos diagnósticos fueron realizados bajo criterio medico de los profesionales de salud visual como técnicos de oftalmología y oftalmólogos del departamento de oftalmología del HCN y registrados en las historias clínicas de cada paciente.

3.4.3.7 Pacientes con LIO: pacientes operados en la sala de cirugía quirúrgica ocular del departamento de oftalmología del HCN, se le implantó una LIO esférica convencional de la marca AcrySof SA60AT de la casa comercial

ALCON, estos datos fueron tomados de las historias clínicas y registros clínicos de cada paciente, el lente implantado fue según el criterio medico del especialista en oftalmología.

3.4.3.8 Pacientes VIH: todos los pacientes seropositivos que estaban en tratamiento antirretroviral (TARV) en el centro de referencia del centro de salud 1 de mayo de la ciudad de Nampula, con la primera línea de tratamiento según criterio medico de los profesionales de salud del centro asistencial, de la siguiente manera: TDF+3TC+EFV donde TDF corresponde al fármaco tenofovir, 3TC: lamivudina, EFV: efavirenz. También fueron verificados los datos clínicos y la mayoría de estos pacientes estaban con el conteo de células CD4 en estadio medio con valores entre 200-500 cel/mm³. El estadio de la enfermedad HIV fue el 3 en la mayoría de los pacientes, con cargas virales bajas en el momento del estudio. Los datos clínicos fueron tomados de las historias clínicas y registros clínicos de cada paciente.

3.4.3.9 Pacientes con Tuberculosis: pacientes internos en la sala DOT del Hospital General de Marrere

con diagnóstico de tuberculosis pulmonar en tratamiento entre 2 a 16 semanas según los siguientes parámetros de medicación indicados por los médicos especialistas del hospital:

- **Fase intensiva:** en la fase inicial llevaban 2 meses de tratamiento diario con 2 (HRZE) con tabletas de Isoniazida (H), (75mg)+ Rifampicina (R), (150mg) + Pirazinamida (Z), (400mg) + Etambutol (E), (275mg); en la siguiente fase llevaban 4 meses de tratamiento diario 4 (HR)₃ con tabletas de Isoniazida (H), (75mg) + Rifampicina (R), (150mg). La escritura del fármaco se realiza de la siguiente manera: 2 (HRZE) /4 (HR)₃ donde el número dos y cuatro corresponden a los meses de tratamiento. Las letras entre los paréntesis corresponde los fármacos utilizados y el número en la parte inferior (tres) la dosis fija por semana.
- **Fase de Manutención:** llevaban más de 4 meses de tratamiento diario con 4 (HR) ZE: Isoniazida (H), (75mg) +

Rifampicina (R), (150mg) + Pirazinamida (400mg) + Etambutol (275mg); y en la fase de continuación del tratamiento llevaban 6 meses del tratamiento siguiente: 6 (HE) con Isoniazida (H),(75mg), + Rifampicina (R),(150mg).

La escritura de la formula quedaría de la siguiente manera: 4 (HR) ZE/6 (HE) en el cual el número cuatro y seis corresponden a los meses de tratamiento y las letras entre los paréntesis corresponden a los fármacos.

Los datos de los pacientes internos en el Hospital Central de Nampula, Hospital General de Marrere y los centros asistenciales como el 1 de mayo, están bajo mando del ministerio de salud Mozambique, fueron tomados de las historias clínicas y registros de cada paciente los criterios médicos de diagnóstico y tratamiento fueron respetados por los investigadores de este estudio, no se incluyeron los pacientes que al momento del estudio estaban conectados a respiradores o internados en las unidades de cuidados intensivos del centro asistencial.

3.5 PRUEBAS DIAGNOSTICAS

TABLA 2. Pruebas diagnósticas realizadas en la investigación

PARAMETRO EVALUADO	PRUEBA DIAGNOSTICA	DESCRIPTOR
AGUDEZA VISUAL	Medida de AV con corrección y sin corrección en VL y VP	Carta ETDRS E Direccional, marca goodlite con respuesta en LogMar.
REFRACCIÓN	Conocer el defecto refractivo del paciente	Retinoscopio, Ref 18245, Mango 71000-C marca Welch Allyn y Caja de pruebas de lentes sueltas y montura de prueba.
SUBJETIVO	Conocer la formula final del paciente	Carta ETDRS letras y E direccional, caja prueba de 266 lentes y montura de prueba.
OFTALMOSCOPIA	Valoración del fondo de ojo del paciente.	Oftalmoscopio, Ref 11735, Mango 71000-C marca Welch Allyn
BIOMICROSCOPIA	Valoración del segmento anterior del ojo	Lampara de hendidura Huvitz HS5000
TEST SC COMPUTARIZADO	Medición respuesta de FSC.	Ordenador portátil de marca Microsoft Surface pro 3, calibrado debidamente para el estudio.

3.6 Diseño del test psicofísico de medida de la FSC

Para la medida de la FSC se implementó una modificación del test de Pelli-Robson programada en el software matemático MATLAB® *versión 7.10.0 (R2018a)* (Natick, Massachusetts: The MathWorks Inc.), y presentado en Escobar (2018)

Este programa se basa en la presentación de una letra E de Snellen de tamaño y contraste variable. Esta letra se considera con una frecuencia espacial básica de 2.5 ciclos por letra, por lo que se puede calcular de forma sencilla la frecuencia espacial subtendida en ciclos por grado a diferentes distancias (D), en función del tamaño presentado de la letra en pantalla (L) como:

$$f \text{ (cpg)} = 2.5 / \arctan (L/D)$$

El programa diseñado presenta cinco tamaños de letra, que corresponden a cinco frecuencias espaciales a calcular en función de la distancia de observación y tamaño del pixel del monitor empleado.

El contraste de la letra se definió a partir de la definición de contraste de Michelson. Para calcular el contraste de umbral de detección, se usa una modificación simplificada del método de escalera, con una disminución de la constante del contraste y

determinación del contraste umbral tras método dos reversals (*Artigas, 1995*).

Para garantizar el suficiente número de intervalos de contraste, se generó una paleta de grises mediante el método de bit-stealing (*Tyler, 1997*).

3.6.1. Generación de paletas de gris por bit-stealing

Los actuales sistemas de presentación gráfica en ordenador tienen una limitación de la paleta de grises a solo 256 niveles, ya que estos se generan igualando los niveles R, G y B de la paleta de 8 bits. Es decir, los niveles digitales de gris estarían generados por niveles (R, G, B) de la forma (n, n, n).

Para poder crear más niveles, el método de bit-stealing considera una paleta lineal de grises variando de forma asimétrica los niveles y generando niveles intermedios. Así, entre los niveles N (n, n, n) y N+1 (n+1, n+1, n+1), se pueden considerar los siguientes niveles intermedios (n, n, n+1), (n+1, n, n), (n, n+1, n), (n+1, n, n+1), (n, n+1, n+1), (n+1, n+1, n).

Estos seis niveles extras no son estrictamente grises, pero las diferencias cromáticas se pueden considerar imperceptibles y que se percibe como una gama continua acromática, consiguiendo una paleta de 1.778 niveles de gris. (*Tyler et al, 1992*).

3.6.2 Calibración del sistema: Para calibrar el sistema, se midieron los valores de luminancia de cada uno de los niveles de R ($L_R(n)$), G ($L_G(n)$) y B ($L_B(n)$) por separado con un Luminancímetro Kónica Minolta 10A. Suponiendo que existe aditividad de las luminancias en monitor, la luminancia del nivel de gris será:

$$L_w(n) = L_R(n) + L_G(n) + L_B(n)$$

La curva de calibración obtenida para el ordenador utilizado en este estudio (Microsoft Surface Pro 3, Microsoft Co. (2017)) es la presentada en la siguiente figura 47.

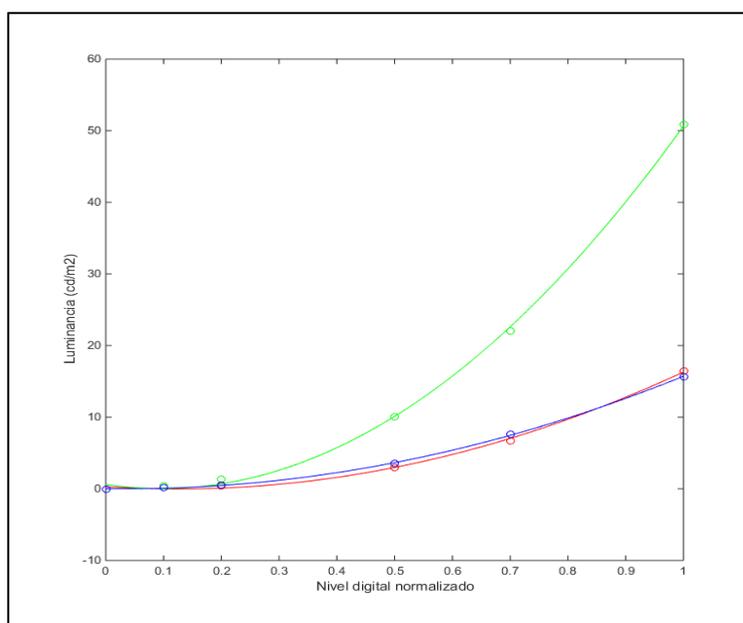


Figura 47. Curvas de calibración de niveles digitales del monitor utilizado R, rojo, G (verde) y B (azul).

Fuente: realizado por Alvaro. M. Pons.

Generados los niveles de gris por bitstealing, la curva teórica de calibración de niveles de gris quedaría como lo muestra la figura 48. Al realizar medidas de validación para valores digitales normalizados de 0.1 a 1, se comprobó que las luminancias medidas coincidían con las teóricas, con un margen de error inferior al 1.7% en promedio.

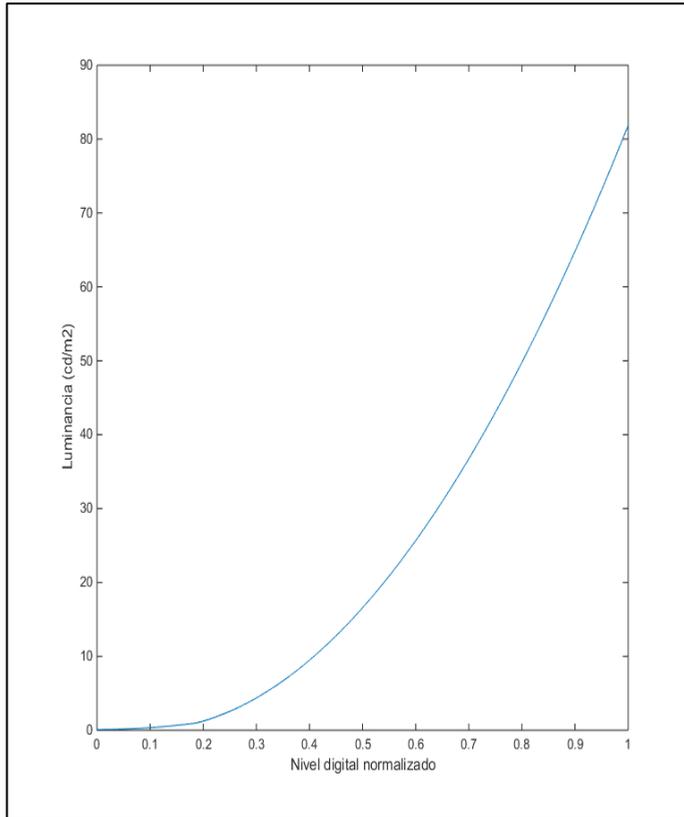


Figura 48. Niveles digitales de gris generados por bitstealing

Fuente: realizado por Alvaro. M. Pons.

3.6.3. Validación del TEST psicofísico

El estudio de validación de este test fue realizado durante el año 2015, en él, se incluyeron 311 ojos de pacientes sin alteración visual y ocular, que frecuentaban las consultas de optometría, en la clínica de optometría de la facultad de ciencias de salud de la Universidad de Lurio, en Nampula, Mozambique; por medio de la creación del test psicofísico informatizado, se evaluaron 5 frecuencias espaciales (0,5 cpg; 1 cpg, 2 cpg, 5 cpg, 10 cpg), y 8 niveles de contrastes diferentes (Escobar, 2018; Escobar 2018b)

De los 133 pacientes que corresponden a 311 ojos evaluados, el 64% corresponde a edades entre 21-30 años, seguido de 26% con edades entre 18-20 años y por último en menor porcentaje 10% corresponde a pacientes con edades entre 31-35 años.

La media de edad fue 22,91 años, con un $\pm\sigma$ 4,46.

Los valores promedio de sensibilidad obtenidos para la frecuencia 0,5 cpg fue de 52,67 ($\pm 9,5$); para la frecuencia de 1 cpg se obtuvo una sensibilidad 54,64 ($\pm 13,15$); para la frecuencia 2 cpg el promedio de sensibilidad fue 45,56 ($\pm 11,40$); para la frecuencia de 5 cpg el promedio de sensibilidad fue 31,40 ($\pm 8,01$); para la frecuencia de 10 cpg se obtuvo una sensibilidad de 13,69 ($\pm 5,22$). Estos valores promedio por frecuencia espacial evaluada junto con las barras de error típico con valores promedio mayores y menores

obtenidos de sensibilidad, se encuentran representados en la siguiente figura 49.

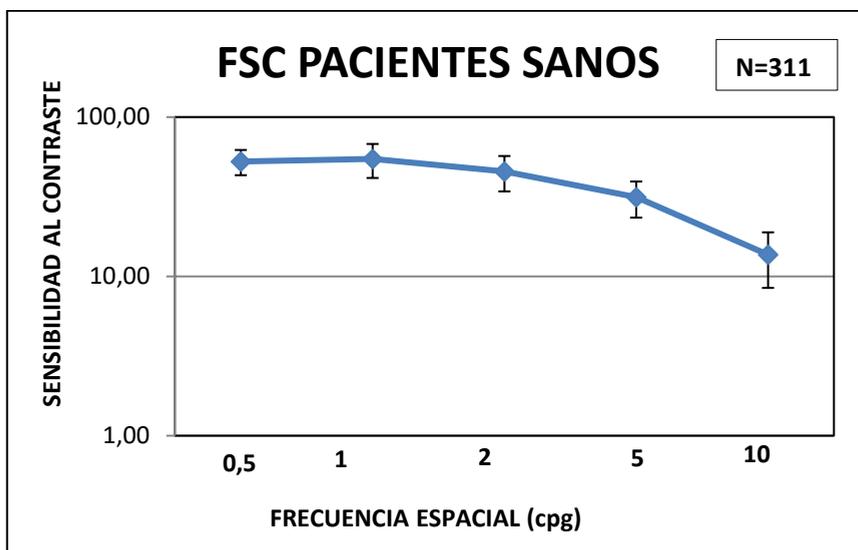


Figura 49. Valores promedio de sensibilidad al contraste del estudio de validación del test.

Fuente: autores del estudio

Los valores promedio obtenidos están representados en la curva. Como podemos observar en la figura 48; se puede ver que en las frecuencias espaciales bajas se encuentran menores errores típicos, esto puede ser debido a que la letra de presentación tiene un mayor tamaño lo cual hace posible que se pueda observar con más facilidad en contrastes más bajos, caso contrario con las frecuencias altas, en las cuales a menor tamaño de presentación del estímulo se dificulta un poco más la

percepción de la letra, también debemos tener en cuenta que el sistema visual tiene limitaciones en la sensibilidad al contraste en las frecuencias espaciales altas, estas limitaciones pueden ser de tipo óptico como las aberraciones, también los defectos refractivos y la distribución de los fotorreceptores en la retina pueden afectar y disminuir los valores de sensibilidad en los sujetos.

Como al momento de este estudio en la clínica de optometría en Nampula, Mozambique no se contaba con un test para medir la FSC, no se consiguió realizar un estudio comparativo con algún test del mercado, en este caso solo se tomaron los valores promedio obtenidos en el estudio (color naranja) y se compararon con los parámetros de normalidad (zona de normal en color gris) de los test más utilizados en otros países (ver figura 50), comprobándose que los valores de normalidad del test son coincidentes con los encontrados en otros test comerciales.

3.7 Técnica de recolección de la información

Para la recolección de la información fue necesario crear una historia clínica validada para la investigación y un ordenador donde se tiene el test psicofísico para presentar a los pacientes, los consentimientos informados en papel para que cada paciente firme, y el programa Excel para las bases de datos de los pacientes, las historias clínicas completas del examen de optometría.

3.7.1 Protocolo del Examen optometría clínica

- Completar los datos sociodemográficos del paciente.
- Realizar la anamnesis, con el motivo de consulta.
- Toma de AV sin corrección y con la corrección, monocularmente, comenzando por el ojo derecho, y luego el ojo izquierdo, tanto en Visión lejana a 4 mt de distancia y la visión cercana a 33 cm con las cartas de AV EDTRS.
- Realización de la retinoscopia estática a 50 cm, comenzando con OD y luego con OI; con el retinoscopio y la caja de pruebas de lentes sueltos.
- Realización del subjetivo para definir la prescripción final del paciente.
- Oftalmoscopia para valoración del segmento posterior del ojo.
- Biomicroscopia, por medio de la lámpara de hendidura para valoración del segmento anterior del ojo.

- Descripción del diagnóstico final del paciente, con las consideraciones diagnósticas refractivas y patológicas.
- Remisión a otros profesionales de salud si fuera necesario, en este caso a oftalmología dependiendo de la patología del paciente.

3.7.2 Protocolo del Examen FSC:

- La iluminación del test tiene que ser uniforme y evitar las reflexiones sobre el mismo, se realizó el examen siempre en la misma sala para mantener las condiciones de luz igual en todos los pacientes.
- Paciente situado a 60 cm de la pantalla del ordenador.
- El test se realiza a la distancia estipulada, de forma monocular, comenzando por el Ojo Derecho (OD) y después con el Ojo Izquierdo (OI).
- El paciente debe utilizar su mejor corrección óptica.
- Se le explica al paciente que va a comenzar a aparecer una E direccional, que nos tiene que decir cuando la vea y la dirección que esta tiene, va a comenzar a aparecer del tamaño más pequeño al más grande y del color más claro al más oscuro.
- Para los pacientes que no les queda claro la explicación tenemos una plantilla con los diferentes tamaños y colores en escala de grises para que el paciente comprenda mejor la instrucción.

- Se le pide al paciente que mire solo el cuadrado blanco que aparece en la pantalla y se le explica que cuando vea la dirección de la letra nos lo diga.
- Se coloca el número de la primera lámina que el paciente consigue ver nítidamente y acertar correctamente la dirección de la letra.
- Se repite el mismo procedimiento para el ojo izquierdo.
- Se anotan los resultados en una hoja de cálculo de Excel.

3.8 Análisis Estadístico

Los datos fueron procesados en un archivo plano en Microsoft Office Excel® versión 2013. Se revisaron las variables incluidas en el estudio.

El análisis propuesto para este estudio se realizó en STATA 14. Para el análisis descriptivo, para las variables cualitativas se calcularon las frecuencias absolutas y para las variables cuantitativas medidas de tendencia central(media y mediana) y medidas de dispersión (desviación estándar y rango intercuartílico), según la distribución de las variables, la cual fue evaluada por la prueba de normalidad Shapiro Wilk .

Para el análisis estadístico se verificó la normalidad de los datos utilizando la prueba Shapiro Wilk; la prueba de Shapiro Wilk es utilizada para evaluar la distribución de los datos si esta presenta normalidad o no normalidad, como los datos de este estudio

presentaron distribución no normal, se aplicaron las pruebas estadísticas de Wilcoxon Mann Whitney y de Kruskal Wallis, las cuales se emplean para comparar grupos poblacionales independientes.

Para el grupo de pacientes sanos se realizó mediana y rangos intercuartílicos y posteriormente se aplicó la prueba de Wilcoxon Mann Whitney para la comparación del grupo control (sanos) con los otros grupos de participantes.

Según la distribución de los datos de los pacientes con defectos refractivos, se separaron los tres defectos refractivos (miopía, hipermetropía y astigmatismo) por grupos y se compararon los resultados con el grupo control, se aplicó la prueba estadística Kruskal Wallis, para ver el comportamiento de datos en los tres grupos juntos.

Se quería comparar con el grupo control, las diferencias de la sensibilidad al contraste entre los grupos de participantes :defectos refractivos (miopía, hipermetropía y astigmatismo), presbicia, Tuberculosis, lente intraocular, catarata, glaucoma y VIH, en las diferentes frecuencias espaciales entre los grupos evaluados, todos los participantes fueron evaluados con su mejor corrección al momento de realizar el test de sensibilidad al contraste, la diferencia se consideró estadísticamente significativa, cuando el

valor de p fue menor a 0.05 y ver con esto si existían o no diferencias entre las medianas de los grupos evaluados.

Con la prueba de Kruskal Wallis se encontró que alguna de las medianas era diferente ($p < 0.05$), por lo tanto, se procedió a realizar la prueba no paramétrica pos test de Dunn's Test (Dinno, A. (2015). Con esta prueba se realizaron múltiples comparaciones entre grupos los independientes, con distribución no normal, y nos permitió identificar cual mediana de los grupos participantes fue diferente. Además, se compararon las diferencias de la sensibilidad al contraste entre el grupo de los sanos o emétopes, miopía, hipermetropía y astigmatismo, también aplicando la prueba Kruskal Wallis y el post Test Dunn's test, pos hoc test bonferroni. (Bland, J. M., & Altman, D. G. (1999).

3.9 Consideraciones éticas

En el presente estudio todos los participantes fueron claramente informados sobre los objetivos del estudio y de la posibilidad de recusar o desistir en cualquier momento de este en el caso que no quiera seguir participando, sin ninguna obligación de esclarecer el motivo del abandono y no será perjudicado.

En la participación en el estudio el sujeto deberá firmar un compromiso de consentimiento libre informado, totalmente claro obedeciendo las normas de la investigación ética. Las

fichas en las cuales fueron recogidos los datos fueron mantenidas en anonimato. Los sujetos que hicieron parte del estudio se beneficiaron de un examen optométrico completo el cual indicó su salud visual y ocular. Visto que este examen tiene la capacidad de detectar algunas patologías en su estado inicial como el glaucoma, que es una de las causas principales de la pérdida de visión a nivel mundial, también los participantes tuvieron la oportunidad de saber cuál es su sensibilidad visual, que a través de esta se recomendó algunas informaciones en caso de bajas sensibilidades detectadas, este examen no es invasivo, no es doloroso, es rápido, por eso se informó que no posee ningún riesgo para la salud la participación en el estudio.

Este estudio cumplió con los principios establecidos por la declaración de Helsinki en la versión 2013, Fue aprobado por el comité científico y comité institucional de bioética (CIBSUL) de Facultad de Ciencias de Salud de la Universidad de Lurio. (Ver Anexo 1).

3.9.1 Riesgos e inconvenientes: este examen no posee ningún riesgo para la salud, ya que no es invasivo, pero por ser un examen de carácter subjetivo (se necesita una respuesta e información del participante para la realización del examen), el participante en alguna forma puede sentirse incomodo o en el caso de falta de entendimiento del test, el procedimiento del examen puede llevar un poco más de tiempo.

3.9.2 Costos de participación: el estudio no posee ningún costo al participante (gratis).

3.9.3 Privacidad del participante: los exámenes fueron efectuados en una sala cerrada, sin permiso de entrada de individuos que no hagan parte del estudio, solo se encontró el investigador, estudiante y paciente.

3.9.4 Confidencialidad de los resultados: se informó que la identidad del paciente no fue divulgada y no será relacionada con la información obtenida en la historia clínica, también esta información solo será utilizada exclusivamente para fines del estudio e intervenciones en salud.

3.9.5 Divulgación de la información: los resultados obtenidos serán divulgados en este caso como defensa de la tesis doctoral, en conferencias y congresos nacionales e internacionales, en forma de conferencias o posters, también cuando se dejarán los resultados de este en un poster para conocimiento de los estudiantes y para ser utilizado como material para las prácticas clínicas en la Clínica de Optometría de la Universidad de Lúrio.

4 RESULTADOS

4.1 INTERPRETACION DE LOS RESULTADOS.

En este estudio participaron 795 pacientes, de los cuales 50 de ellos fueron no elegibles ya que sus historias clínicas se encontraban con datos incompletos, sin números de teléfono para localizarlos, pacientes que no volvieron a los controles oftalmológicos y de tratamientos, y pacientes internados en salas de cuidados intensivos los cuales no podían resolver el test de estudio. Al final los elegibles fueron 745, evaluándose 1.448 ojos los cuales cumplieron con los criterios de inclusión de la investigación.

4.1.1 Distribución de resultados según Género y Edad

VARIABLE	MEDIANA	Rango Intercuartílico (MIN-MAX)
EDAD	27	17-78
	N	PORCENTAJE
GÉNERO		
Hombre	319	42.82
Mujer	426	57.18

Tabla.3. resultados demográficos (Género y Edad)

La mediana de edad fue de 27 años, con un rango intercuartílico entre (17-78); de los 745 pacientes evaluados el 57.18% correspondió al género femenino y el 42.82% correspondió al género masculino.

4.1.2 Distribución de resultados según los grupos de participantes

Se evaluaron 1.448 ojos, los cuales cumplieron con los criterios de inclusión del estudio y se distribuyeron de la siguiente manera: el grupo de pacientes emétopes o sanos fue de 763 ojos, el grupo de los defectos refractivos fue 174, en el grupo de mayores de 40 años con presbicia se contabilizaron 215, el grupo de pacientes con tuberculosis alcanzaron 41, el grupo de pacientes con lente intraocular esférica 83, el grupo de pacientes con catarata 34, el grupo de pacientes con glaucoma 7 y el grupo de portadores de VIH fue de 131 pacientes, en la siguiente tabla (Ver tabla 4.) se encuentran los valores p de la prueba estadística aplicada por frecuencia espacial evaluada y el rango intercuartílico por grupo evaluado.

Tabla 4. COMPARACION DE FSC POR GRUPOS

FSC en CPG	SANOS	DEF. REF	PRES BICIE	TB	LIO	CATA RATA	GLAU COMA	HIV	R.I
N	763	174	215	41	83	34	7	131	1,448
10	Grupo control de comparación	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1-100
5		0,002	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001	0,000	1-100
2		0,86	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1-100
1		0,114	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1-100
0,50		0,062	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1-100

***Valor de *p* con prueba estadística de Wilcoxon Mann Whitney.**

4.1.3 Distribución de los resultados según Función de Sensibilidad al Contraste en pacientes sanos

Con este test de medida de la FSC por medio de un ordenador se evaluaron pacientes sanos sin alteración visual o patológica, los resultados fueron: para la frecuencia de 0,5 cpg se obtuvo una mediana de sensibilidad de 59,45; con R.I (1-100); para la frecuencia 1cpg la mediana de sensibilidad fue de 61,26; con R.I (1-100); para la frecuencia de 2cpg se obtuvo una mediana de sensibilidad de 54,39; con R.I (1-100); para la frecuencia de 5cpg se obtuvo una mediana de sensibilidad del 38,05; con R.I (1-100); y por ultimo para la frecuencia espacial 10 cpg se obtuvo una mediana de sensibilidad de 16,72; con R.I (1-100).

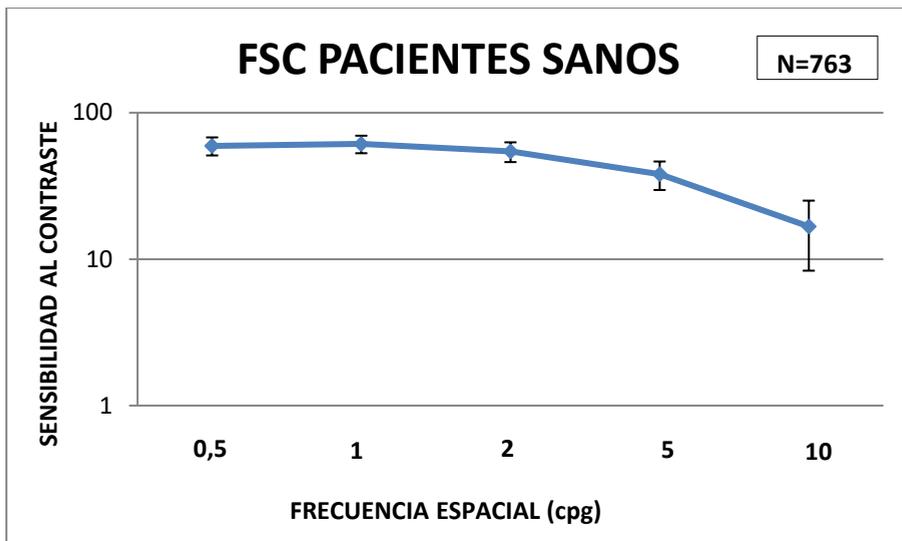


Figura 50. Resultados según la FSC para el grupo de pacientes sanos

4.1.4 Distribución de los resultados según FSC en pacientes con defectos refractivos (Miopía, Hipermetropía, Astigmatismo).

4.1.4.1. Pacientes con miopía: los resultados para la medida de la Función de sensibilidad al contraste por frecuencias para el grupo de pacientes con defecto refractivo de miopía, (para este grupo fueron considerados miopes todos los pacientes con error refractivo ≤ -0.50 D).

Los resultados fueron para la frecuencia espacial de 0,5 cpg fue una mediana de sensibilidad de 75,12; con R.I (1-100); para la frecuencia 1cpg la mediana de sensibilidad fue de 70,40; con R.I (1-100); para la frecuencia de 2 cpg se obtuvo una mediana

de sensibilidad de 60,27; con R.I (1-100); para la frecuencia de 5cpg se obtuvo una mediana de sensibilidad del 43,27; con R.I (1-100); y por último, para la frecuencia espacial 10 cpg se obtuvo una mediana de sensibilidad de 17,17; con R.I (1-100); los valores obtenidos de p con la prueba estadística aplicada Wilcoxon Mann Whitney, se pueden observar en la siguiente figura 51, según la prueba estadística utilizada no se encontraron diferencias estadísticamente significativas excepto la 0,5 cpg (Ver valores en tabla 4).

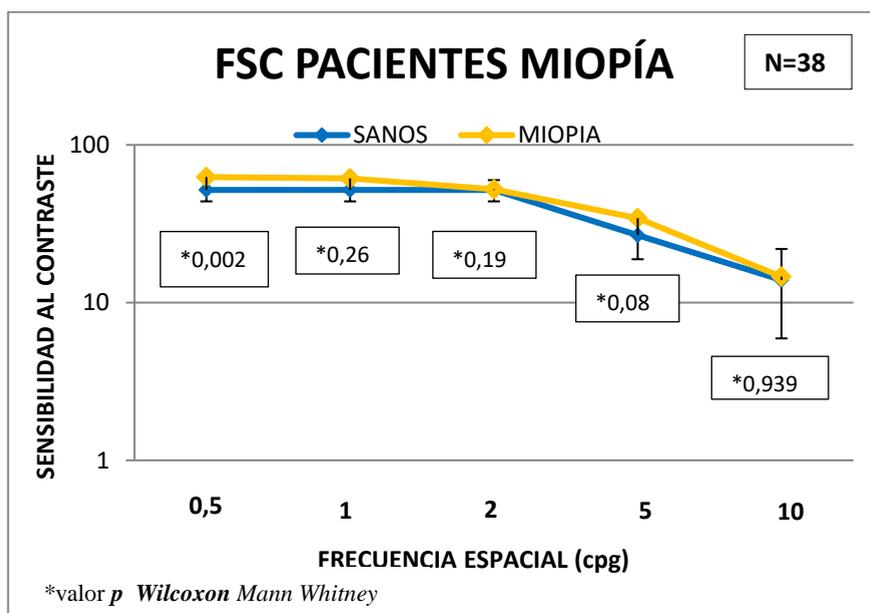


Figura 51. Resultados según la FSC para el grupo de pacientes con miopía.

4.1.4.2 Pacientes con hipermetropía: para la medida de la Función de la sensibilidad al contraste por frecuencias para defecto refractivo de hipermetropía (para este grupo fueron considerados hipermétropes todos los pacientes con error refractivo $\leq +0.50$ D).

Los valores obtenidos fueron: para la frecuencia de 0,5 cpg se obtuvo una mediana de sensibilidad de 52,33; con R.I (1-100); para la frecuencia 1 cpg la mediana de sensibilidad fue de 57,59; con R.I (1-100); para la frecuencia de 2 cpg se obtuvo una mediana de sensibilidad de 52,53; con R.I (1-100); para la frecuencia de 5 cpg se obtuvo una mediana de sensibilidad del 37,13; con R.I (1-100); y por último, para la frecuencia espacial 10 cpg fue una mediana de sensibilidad de 15,66; con rango intercuartilico (1-100); los valores p obtenidos con la prueba estadística aplicada de Wilcoxon Mann Whitney, no presentan diferencias estadísticamente significativas, solo se aprecia una leve reducción en la frecuencia espacial 5 cpg entre los dos grupos comparados y estos valores se pueden observar en la siguiente figura 52.

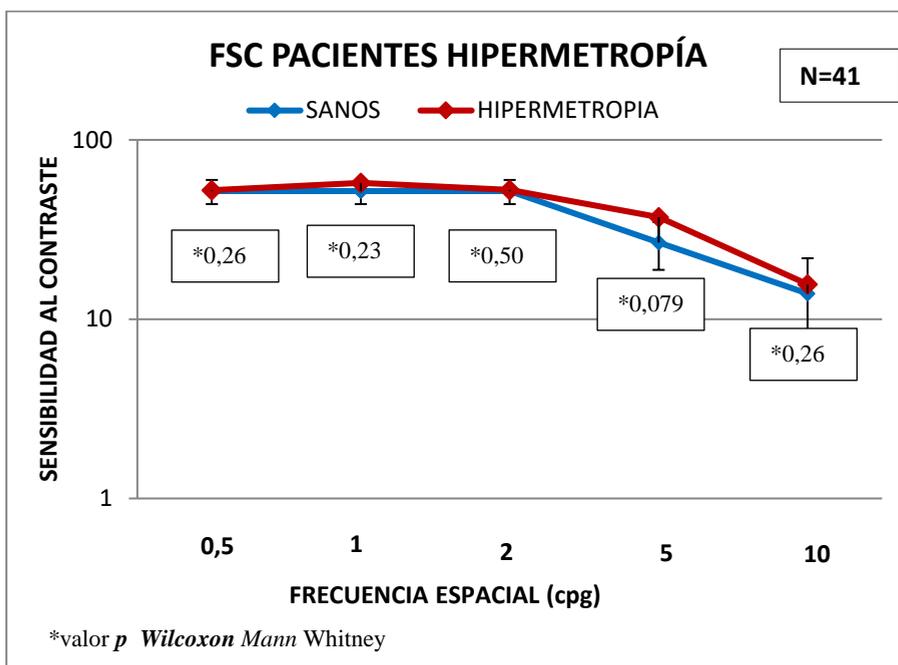


Figura 52. Resultados según la FSC para el grupo de pacientes con Hipermetropía.

4.1.4.3 pacientes con Astigmatismo: para la medida de la Función de la sensibilidad al contraste por frecuencias para defecto refractivo de ASTIGMATISMO (para este grupo fueron considerados con astigmatismo todos los pacientes con error refractivo $\leq \pm 0.50$ D).

Los resultados para FSC fueron: frecuencia espacial de 0,5 cpg se obtuvo una mediana de sensibilidad de 58,10; con R.I (1-100); para la frecuencia 1 cpg la mediana de sensibilidad fue de 62,77; con R.I (1-100); para la frecuencia de 2 cpg se obtuvo

una mediana de sensibilidad de 51,88; con R.I (1-100); para la frecuencia de 5 cpg, se obtuvo una mediana de sensibilidad del 36,62; con R.I (1-100); y por último, para la frecuencia espacial 10 cpg se obtuvo una mediana de sensibilidad de 25,84; el rango intercuartilico fue de (1-100); al comparar el grupo control con el grupo de astigmatismo con la prueba aplicada de Wilcoxon Mann Whitney, solo se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la frecuencia 10 cpg con un valor ($p=0,010$). (Ver figura 53).

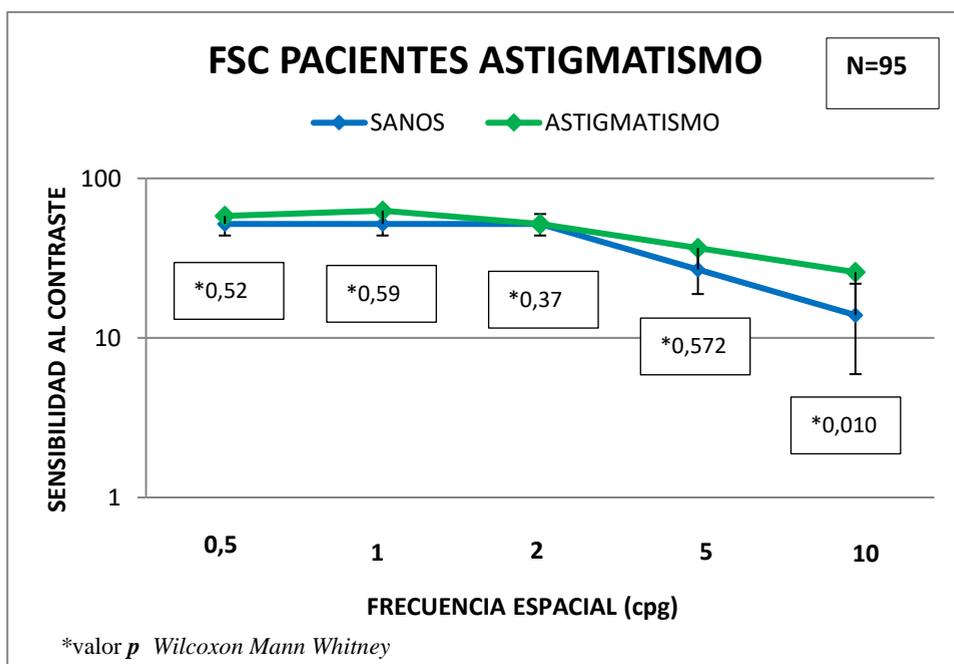


Figura 53. Resultados según la FSC para el grupo de pacientes con Astigmatismo.

En la siguiente figura 54; se puede observar la comparación de los tres grupos de defectos refractivos comparados con el grupo control, se demostró que existen diferencias estadísticamente significativas en las frecuencias espaciales de 5cpg y 10 cpg con un valor ($p \leq 0,002$) en los tres grupos estudiados.

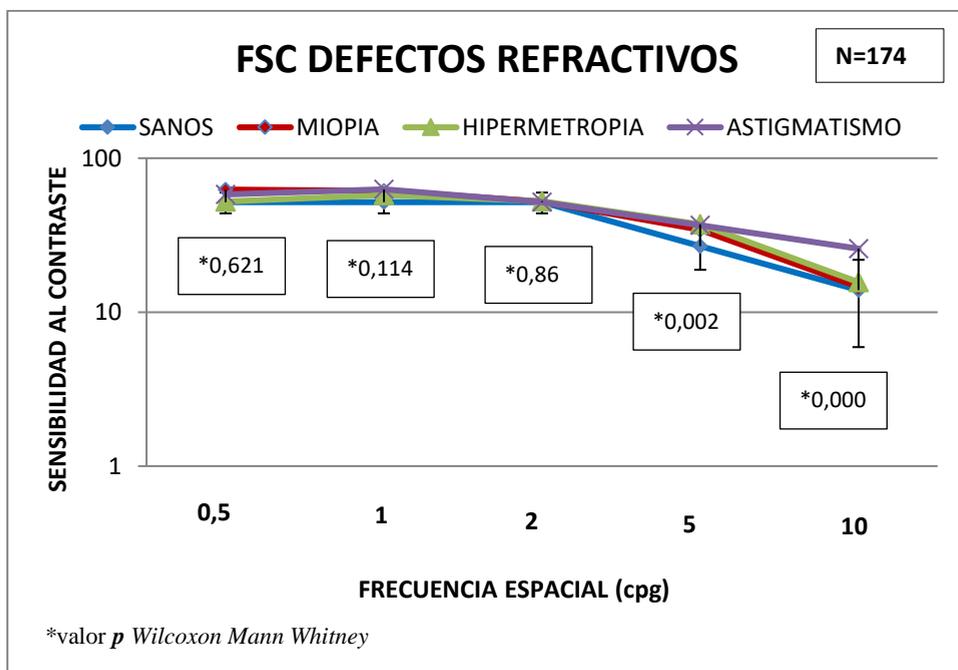


Figura 54. Resultados de la comparación de la FSC en pacientes con defectos refractivos con pacientes sanos.

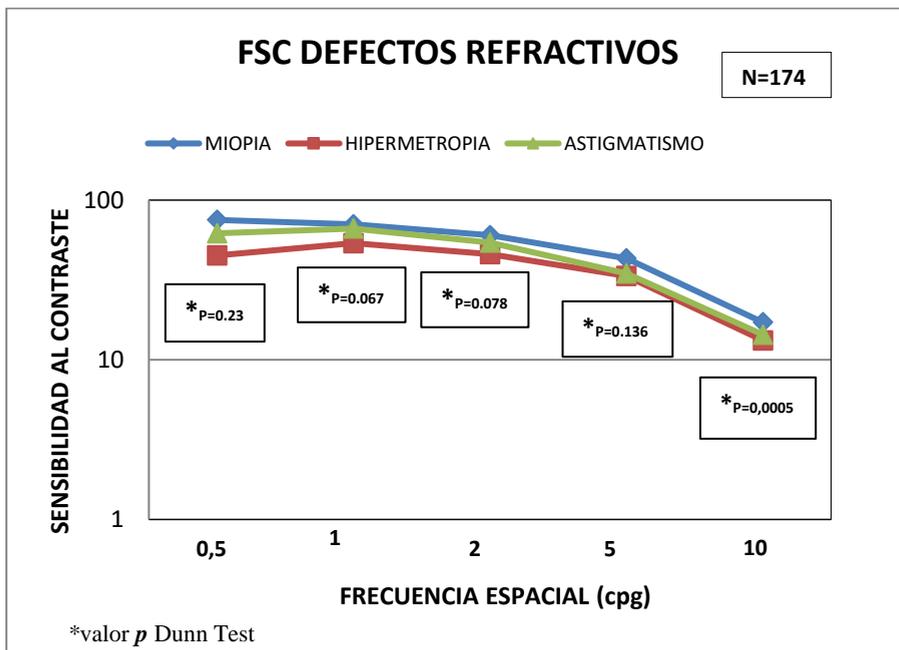


Figura 54b. Comparación resultados de la FSC de los participantes por defectos refractivos.

Con respecto a la respuesta de FSC en el grupo de los pacientes con defectos refractivos se encontraron diferencias estadísticamente significativas con respecto a el grupo control, por esta razón se quería conocer cuál de las medianas de los tres grupos de defectos refractivos comparados entre si presentaban diferencias en las frecuencias espaciales evaluadas, por medio la prueba estadística post hoc denominada Dunn Test. Con esta prueba se evidenció que solo existe una diferencia estadísticamente significativa ($p=0,0005$), entre el valor de la FSC entre los grupos de miopía, astigmatismo y el grupo de

hipermetropía. Se observó que todas las medianas de la FSC de los tres grupos fueron distintas (Dunntest $p=<0.03$). Existen diferencias estadísticamente significativas entre las frecuencias espaciales de 0.5 cpg y 10 cpg de los grupos, estos valores comparativos se encuentran representados en la figura 54b.

4.1.5 Distribución de los resultados según FSC en pacientes con presbicia.

Según la distribución de los pacientes con presbicia (para este grupo fueron considerados todos pacientes mayores de 40 años con o sin defecto refractivo y con adición). Los resultados obtenidos para la medida de la FSC fueron para la frecuencia de 0,5 cpg se obtuvo una mediana de sensibilidad de 49,35; para la frecuencia 1 cpg la mediana de sensibilidad fue de 51,93; para la frecuencia de 2 cpg se obtuvo una mediana de sensibilidad de 42,73; para la frecuencia de 5 cpg se obtuvo una mediana de sensibilidad del 27,62; y por último, para la frecuencia espacial 10 cpg, se obtuvo una mediana de sensibilidad de 11,82.

El rango intercuartílico fue de (1-100).

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas con la prueba Wilcoxon Mann Whitney ($p=0,0000$) en todas las medianas de las frecuencias espaciales evaluadas, los valores obtenidos se pueden visualizar en la siguiente figura 55.

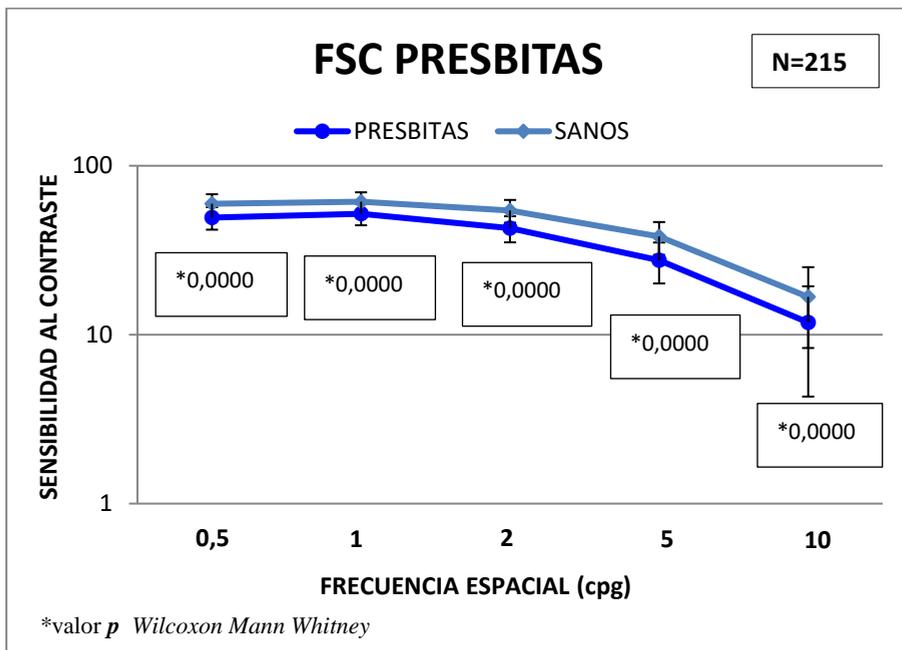


Figura 55. Resultados según la FSC en pacientes mayores de 40 años con presbicia.

4.1.6 Distribución de los resultados según FSC en pacientes con Tuberculosis.

Según la distribución de los pacientes con Tuberculosis, los resultados para la medida de la FSC por frecuencias fueron: para la frecuencia de 0,5 cpv, se obtuvo una mediana de sensibilidad de 53,67; para la frecuencia 1 cpv, la mediana de sensibilidad fue de 57,44; para la frecuencia de 2 cpv, se obtuvo una mediana de sensibilidad de 51,25; para la frecuencia de 5 cpv, se obtuvo una mediana de sensibilidad del 29,50; y por último, para la frecuencia espacial 10 cpv, se obtuvo una

mediana de sensibilidad de 15,54; el rango intercuartílico fue (1-100); se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la prueba Wilcoxon Mann Whitney ($p=0,0000$) en las medianas de las frecuencias medias (5 cpg) con una reducción en la respuesta de FSC (figura 56).

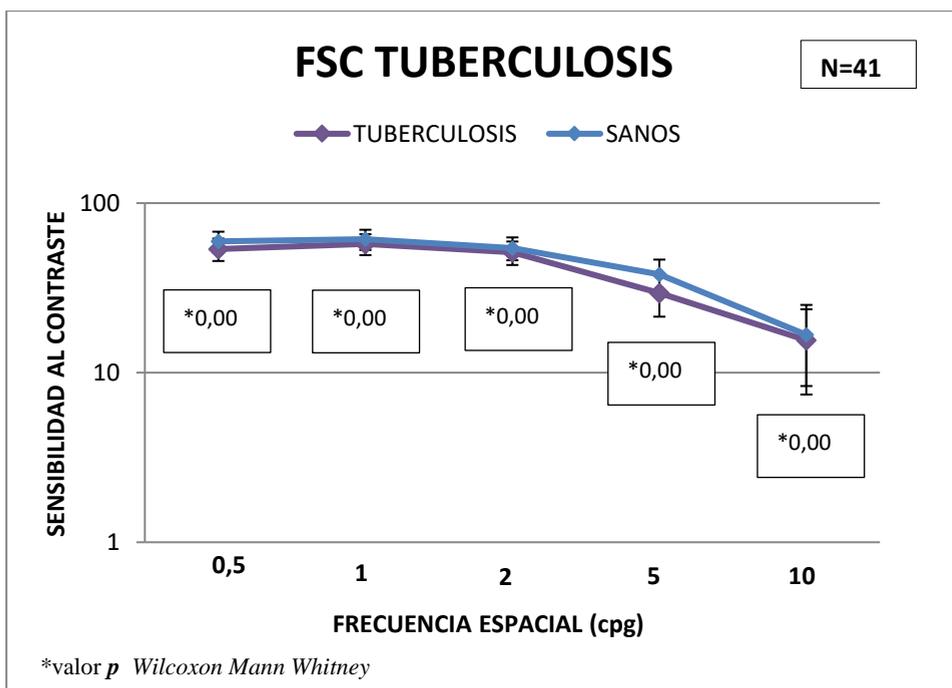


Figura 56. Resultados según la FSC en pacientes con Tuberculosis.

4.1.7 Distribución de los resultados según FSC en LIO

Según la distribución de los pacientes con implante de Lente Intraocular, los resultados para la medida de la FSC por

frecuencias fueron: para la frecuencia de 0,5cpg, se obtuvo una mediana de sensibilidad de 41,10; para la frecuencia 1 cpg, la mediana de sensibilidad fue de 37,91; para la frecuencia de 2 cpg, se obtuvo una mediana de sensibilidad de 27,21; para la frecuencia de 5 cpg, se obtuvo una mediana de sensibilidad del 15,61; y por último, para la frecuencia espacial 10 cpg, se obtuvo mediana de sensibilidad de 6,19; el rango intercuartílico fue (1-100), el valor de p obtenido por medio de la prueba Wilcoxon Mann Whitney, se encuentra representado para cada frecuencia espacial en la siguiente figura 57.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0000$) en las medianas de todas las frecuencias espaciales evaluadas con una con una reducción de la FSC.

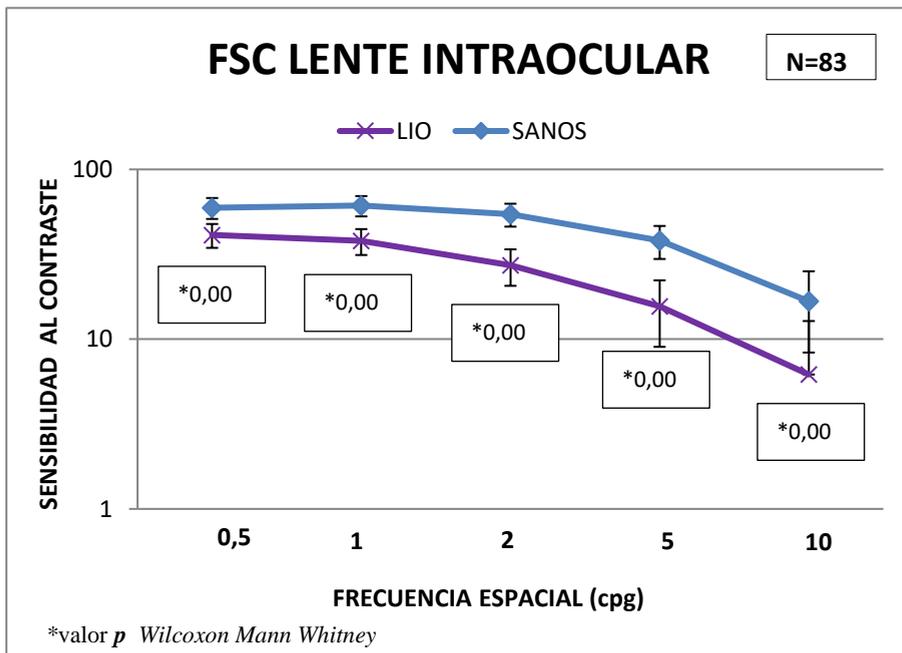


Figura 57. Resultados según la FSC en pacientes con LIO.

4.1.8 Distribución de los resultados según FSC en pacientes con Catarata.

Según la distribución de los pacientes con opacidades del cristalino, los resultados para la medida de la FSC por frecuencias fueron: frecuencia espacial de 0,5 cpv, se obtuvo una mediana de sensibilidad de 32,60; para la frecuencia 1cpv, la mediana de sensibilidad fue de 30,75; para la frecuencia de 2 cpv, se obtuvo una mediana de sensibilidad de 21,96; para la frecuencia de 5 cpv, se obtuvo una mediana de sensibilidad del 12,03; y por último, para la frecuencia espacial 10 cpv, se

obtuvo una mediana de sensibilidad de 4,5; el rango intercuartílico fue entre (1-100), el valor de p fue obtenido por medio de la prueba Wilcoxon Mann Whitney, y se encuentra representado por frecuencia espacial evaluada en la figura 58. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0000$) entre en las medianas de todas las frecuencias espaciales evaluadas con una reducción de la FSC.

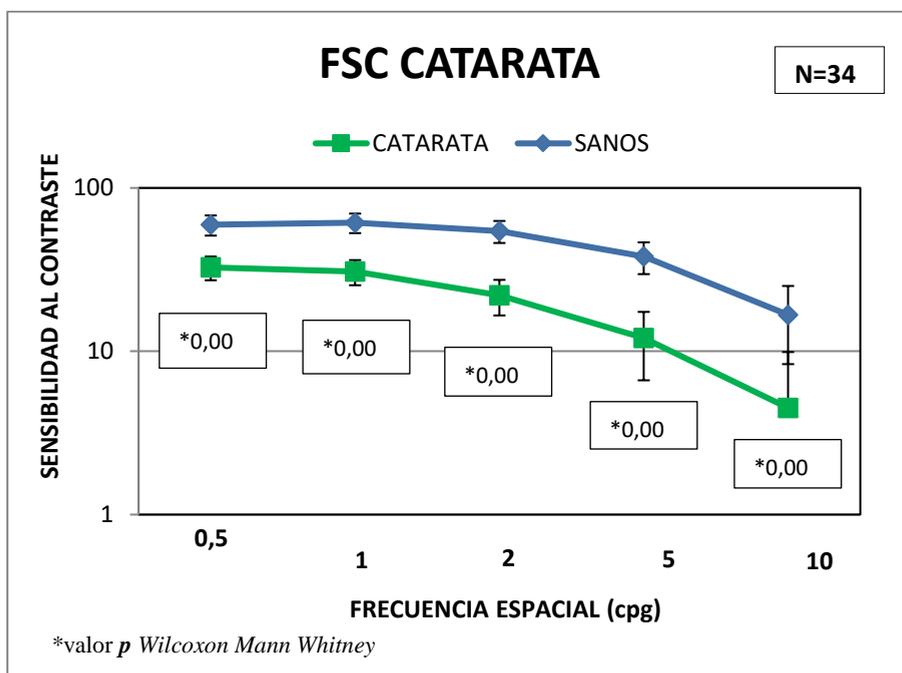


Figura 58. Resultados según la FSC en pacientes con Catarata

4.1.9 Distribución de los resultados según FSC en pacientes con glaucoma.

Según la distribución de los pacientes con glaucoma, los resultados para la medida de la FSC por frecuencias fueron: frecuencia espacial de 0,5 cpg, se obtuvo una mediana de sensibilidad de 22,99; para la frecuencia 1cpg, la mediana de sensibilidad fue de 22,99; para la frecuencia de 2 cpg, se obtuvo una mediana de sensibilidad de 19,24; para la frecuencia de 5 cpg, se obtuvo una mediana de sensibilidad del 14,49; y por último, para la frecuencia espacial 10cpg, se obtuvo una mediana de sensibilidad de 4,6.

El rango intercuartílico fue entre (1-100) y el valor de p fue obtenido por medio de la prueba de Wilcoxon Mann Whitney, este valor se encuentra representado en la figura 59.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0000$) en las medianas de todas las frecuencias evaluadas, con una reducción de la FSC.

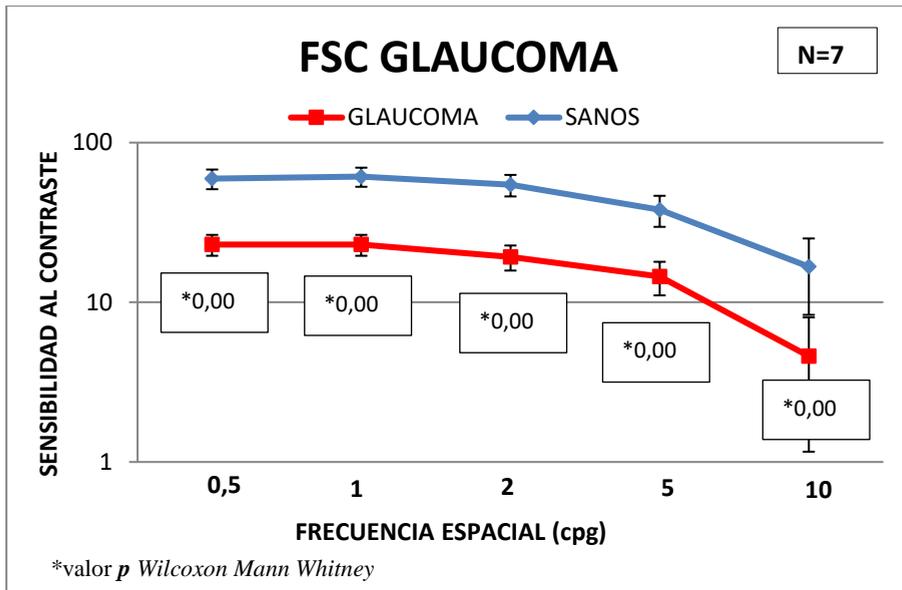


Figura 59. Resultados según la FSC en pacientes con Glaucoma.

4.1.10 Distribución de los resultados según FSC en VIH.

Según la distribución de los pacientes con virus de inmunodeficiencia humana, los resultados para la medida de la FSC por frecuencias fueron: frecuencia espacial de 0,5 cpg, se obtuvo una mediana de sensibilidad de 41,41; para la frecuencia 1 cpg la mediana de sensibilidad fue de 44,43; para la frecuencia de 2 cpg, se obtuvo una mediana de sensibilidad de 40,08; para la frecuencia de 5 cpg, se obtuvo una mediana de sensibilidad del 24,00; y por último, para la frecuencia espacial 10 cpg, se obtuvo una mediana de sensibilidad de 10,27; el rango intercuartílico fue entre (1-100); el valor de *p* fue obtenido por medio de la prueba estadística de Wilcoxon Mann Whitney,

estos valores se encuentran representados en la figura 60. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,0000$) en las medianas de todas las frecuencias espaciales evaluadas, con una reducción en la respuesta de FSC.

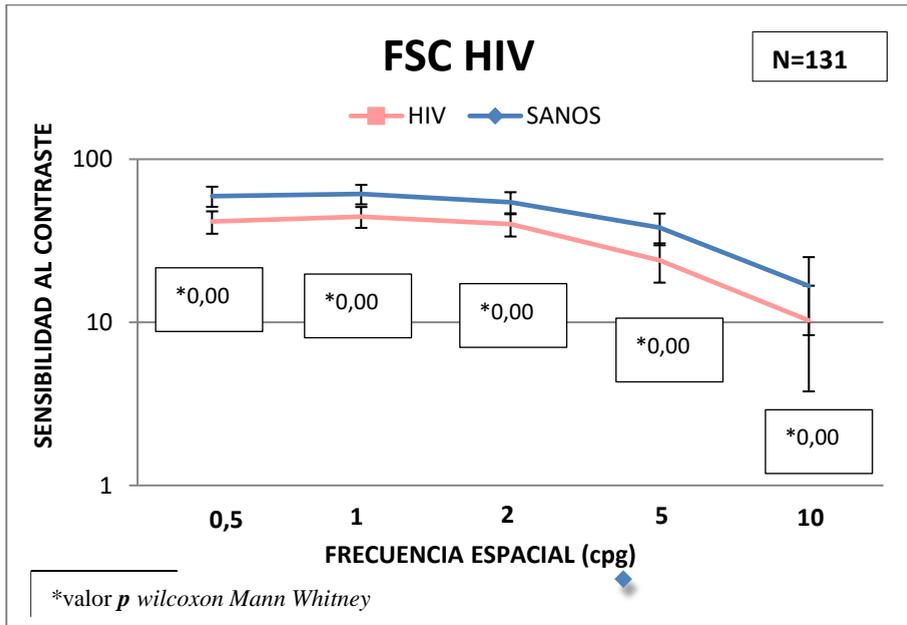


Figura 60. Resultados según la FSC en pacientes con VIH.

4.111. Distribución de los resultados según FSC por grupos de participantes.

Se evaluaron 1.448 ojos de pacientes, los cuales fueron divididos en 8 grupos, graficados por las medianas de cada

grupo, se aplicó la prueba estadística de Kruskal Wallis para conocer las diferencias entre los grupos de participantes, estos valores se encuentran en la siguiente figura 61. Se encuentran diferencias estadísticas significativas ($p=0,0000$) en las medianas de todas las frecuencias espaciales entre los grupos evaluados.

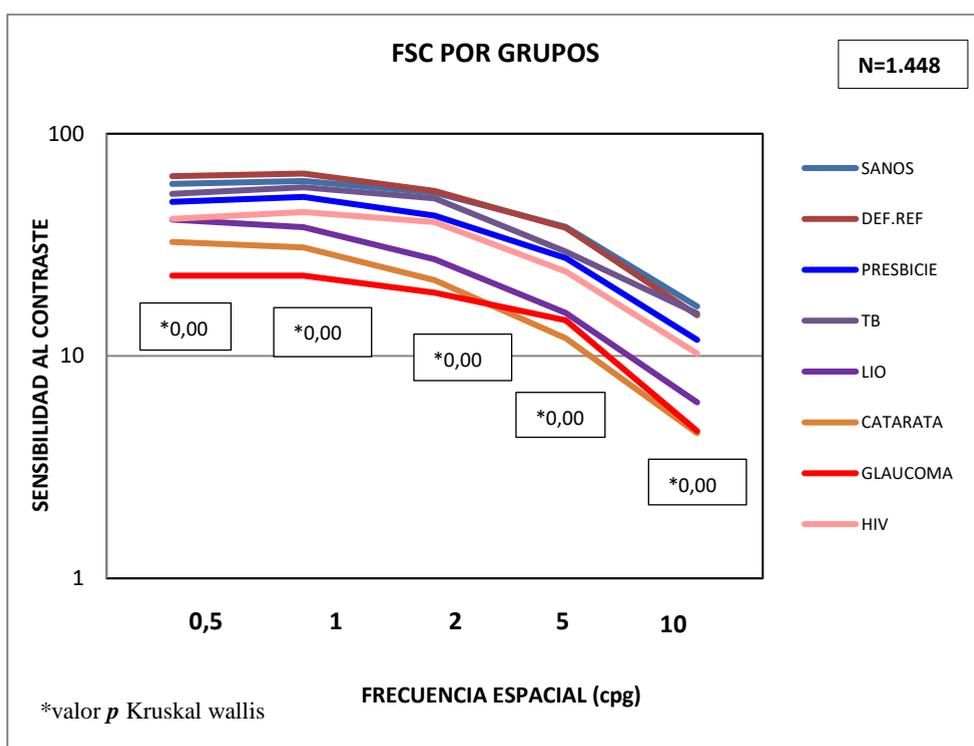


Figura 61. Resultados según la FSC por grupos de participantes.

5. DISCUSIÓN

5.1 DISCUSIÓN

En esta investigación se midió la respuesta de la sensibilidad al contraste por medio de un test psicofísico informatizado en población africana. El protocolo fue establecido y patrocinado para todos los centros asistenciales donde se realizó la investigación. Con el presente estudio se quería conocer las respuestas de la FSC, pero debido a que no existe ninguna publicación e investigaciones previas en relación a este tema en Mozambique, se hace necesario hacer comparación con estudios publicados en otros países africanos y del mundo. Esta es la primera investigación de este tipo en Mozambique.

En este estudio, en el grupo de pacientes sanos, las respuestas de FSC se encontraron dentro de los parámetros normales; comparando esta respuesta con la de otros estudios realizados por otros autores como *Isolio y Colombo et al. (2007)*, en este estudio se evaluaron 79 ojos divididos en dos grupos etareos, de la siguiente manera: 20-49 años y otro 50 a 70 años, el 68% de los ojos evaluados estaba dentro del rango de normalidad, sin embargo el grupo 50-70 año tuvo una reducción en la FCS, esto podía ser debido a los defectos refractivos o las cataratas. En el estudio de *Medina et al. (1995)* se realizó la medición de la sensibilidad al contraste en pacientes sanos, obteniendo una curva de sensibilidad dentro de los parámetros normales. Aunque el test de medida de

FSC y muestra poblacional fueron diferentes al de este estudio, los valores encontrados se encuentran dentro de la normalidad.

El estudio realizado por Mantyjarvi et al. (2001) contó con una muestra de 163 sujetos los cuales estaban divididas en diferentes grupos con edades comprendidas entre 18 y 80 años respectivamente. Sus resultados son similares a los grupos de edad de este estudio: se encontró que a medida que la edad aumenta las respuestas de la FSC tienen una reducción significativa.

Actualmente existen en el mercado varios equipos comerciales para medir la sensibilidad al contraste, en consecuencia, han sido publicados varios trabajos analizando su desempeño (Colombo et al. (2007); Hohberger et al. (2007); Pesudovs et al. (2004); Thayaparan, et al. (2007)). Para estos diferentes tipos de equipos las principales diferencias eran: el tipo de estímulos usados (optotipos, redes sinusoidales lineales o radiales), si están basados en láminas o en displays electrónicos (LCD o TRC) y el método que emplean para evaluar el umbral de percepción.

En esta investigación se estudió la respuesta de la función de sensibilidad al contraste, la cual se efectuó por medio de un test psicofísico informatizado con una modificación mejorada del test Pelli- Robson; realizando una evaluación de 8 contrastes diferentes y 5 frecuencias espaciales.

El estudio de Piñeros et al. (2014), el cual demostró que los pacientes hipermétropes tienen una reducción en las frecuencias espaciales evaluadas con respecto a los pacientes miopes.

En este estudio se encontró que no existen diferencias entre los grupos de sanos (emétropes) y pacientes con miopía, los pacientes miopes en este estudio fueron miopes bajos (-0.75 a -3.00 D). El estudio realizado por Liou y Chiu (2001) demostró que los miopes bajos (-1.00 a -3.00 D) y miopes medios (-3.25 a -6.00 D) sin alteración patología de la retina, presentan respuestas de sensibilidad al contraste normales; mientras que los miopes altos (-6,25 D en adelante) presentan una reducción en las frecuencias espaciales altas, sin tener alguna patología en la retina.

El estudio de Bistra et al. (2007) verificó que los pacientes miopes altos corregidos con lentes de contacto presentaban una menor sensibilidad al contraste, por lo tanto a mayor defecto refractivo, menor respuesta de la sensibilidad al contraste.

En el estudio de Ostadimoghaddam. et al. (2014), donde se realizó la medida de FSC por medio de una rejilla de bajo contraste de Cambridge (Clement Clarke, Londres, Reino Unido) a una frecuencia espacial de 4 cpg (equivalente a una agudeza de 20/150), se observó que los pacientes emétropes e hipermétropes bajos no tenían diferencias estadísticas, mientras que los grupos de miopes altos e hipermétropes altos tenían una reducción de la respuesta de SC con respecto a los pacientes emétropes.

Comparado con este estudio se encontró que los pacientes miopes y con astigmatismo no tenían diferencias significativas con respecto al grupo de los pacientes sanos, mientras que los pacientes hipermétropes presentaban una reducción de la SC en las frecuencias altas y bajas con respecto a los pacientes sanos y miopes bajos.

Según el estudio de Stomeinova (2007), donde se evaluaron a 400 ojos de personas presbítas sin defectos refractivos previos, la FSC es mejor en condiciones fotópicas, binoculares y sin deslumbramiento. En este estudio la medición de la FSC se realizó de manera fotópica.

Según el estudio realizado Tan et al. (2008), que evaluó la FCS en pacientes con miopías bajas (-0.50 a -1.50 D) , la FSC se encontraba dentro de los parámetros de normalidad. En el estudio actual también los pacientes miopes bajo se encontraban dentro del rango de normalidad.

Según Higgins et al. (1988), se encontró una disminución de la sensibilidad al contraste en pacientes mayores de 50 años. En concordancia con estos autores en el presente estudio se evidenció que el grupo de pacientes mayores de 40 años tuvo una disminución en la FSC con respecto a pacientes más jóvenes.

El estudio de Scialfa et al. (2002) utilizó un modelo de ecuación estructural para evaluar la utilidad del modelo sensorio-

neuronal de la sensibilidad al contraste, propuesto por Sekuler et al (1984), para dar cuenta de la visión espacial en la edad adulta, El modelo sugiere que el cambio relacionado con la edad en los mecanismos neurales que subyacen a la sensibilidad al contraste, se reduce con la edad pero los cambios son mínimos una vez que se controla la agudeza visual.

Otro estudio realizado por Michael et al. (1988) con el objetivo de explicar y examinar la viabilidad de las explicaciones ópticas y neuronales para el deterioro de la sensibilidad al contraste en adultos mayores, evaluó cuatro frecuencias espaciales (0,5, 2, 4 y 8 cpg) en un grupo de jóvenes (19–35 años) y adultos (68–79 años). Todos los sujetos estaban libres de enfermedad ocular identificable y tenían buena agudeza visual. El estudio aportó que las respuestas de FSC para adultos se desplazaron hacia abajo en el eje de sensibilidad en todas las frecuencias espaciales evaluadas con respecto a las respuestas del grupo de jóvenes, lo cual sugiere que los mecanismos ópticos por sí solos no pueden explicar la pérdida de visión en adultos mayores. Estos datos implican que los mecanismos neuronales que sirven a la visión espacial humana experimentan cambios significativos durante la edad adulta. Con estos datos podemos decir que a mayor edad hay mayor reducción en la FSC de los adultos.

En el estudio de Rosset al. (1985), en el cual midieron la FSC monocular y binocular en dos grupos de pacientes jóvenes (20-30 años) y adultos (50-87 años) con visión normal y sin patología ocular, se encontró en el grupo de adultos una disminución lineal para las frecuencias espaciales medias y altas, con diferencias estadísticas representativas con respecto al grupo de jóvenes. La respuesta de la FSC para las frecuencias bajas fue independiente de la edad. En conclusión estos autores determinaron que para el grupo de adultos hubo una reducción en FSC para todas las frecuencias espaciales evaluadas.

El estudio de Colombo et al. (2007), evalúa 79 ojos en dos grupos de la siguiente manera: 20-49 años y el otro 50-70 años, el 68% de los ojos evaluados estaba dentro del rango de normalidad. Sin embargo, el grupo 50-70 años tuvo un reducción en la FCS. Los autores discuten que esto podría ser debido a la presencia de defectos refractivos y/o opacidades del cristalino.

Lin et al.(2016) evaluaron la FSC a pacientes emétopes con presbiopía, en edades entre 45 a 60 años e implantados con anillos intraestromales monocularmente. La medida de FSC preoperatoria de estos pacientes fue tomada para realizar la curva de sensibilidad al contraste normativa, encontrándose que la FSC estaba levemente reducida monocularmente en los pacientes présbitas con anillos estromales.

Joulán et al. (2015) crearon un modelo psicofísico para medir la FSC independientemente de la edad del paciente, proponiendo un modelo de curvas de FSC a partir de los datos que se tenían según la edad, estos datos fueron divididos en 6 grupos. Este estudio sirve de base para conocer cómo se comporta la respuesta de sensibilidad al contraste a medida que las personas envejecen.

Tulunay-Keesey et al. (1988) construyeron un modelo continuo de FSC dependiente de la edad a partir de los datos disponibles a diferentes edades. La sensibilidad para las bajas frecuencias espaciales moduladas de 0 a 15 Hz no se vio afectada por la edad, pero se encontró una elevación progresiva del umbral relacionada con la edad para las altas frecuencias espaciales y temporales. La magnitud del efecto atribuido a la edad sobre la frecuencia espacial fue mayor que el efecto de la edad sobre la frecuencia temporal. Para la mayoría de las combinaciones de frecuencias espaciales y temporales, la elevación de los umbrales comenzó aproximadamente a los 45 años de edad. Esto es de suma importancia en una sociedad que envejece, donde el desafío es que las personas mayores vivan más tiempo, pero también con mejores condiciones de salud visual. Los resultados de estos trabajos son coherentes con los resultados encontrados en nuestro trabajo.

Con respecto a la respuesta de FSC de los pacientes con opacidades del cristalino, se encuentra una disminución significativa en todas las frecuencias de respuesta de la FSC, en concordancia con lo descrito por Campana et al. (2003) y Shandiz et al.(2011). Estos autores encontraron una reducción considerable y estadísticamente significativa en las frecuencias espaciales intermedias y altas de los pacientes con cataratas nucleares y corticales. Por otro lado, mencionan una reducción en las frecuencias espaciales bajas, pero la reducción leve en la respuesta de FSC depende del grado de opacidad.

El estudio realizado por Hess (1978), encontró que las cataratas incipientes tienen un comportamiento y respuesta FSC similar a la de los defectos refractivos medios. También mencionó que cuanto mayor sea el grado de opacidad, existirá una mayor reducción en la respuesta de la SC. Otro estudio realizado por Adamsons et al. (1992) evaluó la FSC con dos pruebas de sensibilidad al contraste (una prueba de onda sinusoidal y Pelli-Robson Chart). Veintisiete sujetos (25%) tenían cristalinos transparentes (agudeza visual media de 20/20) y 83 sujetos (75%) tenían opacidades tempranas del cristalino (agudeza visual media de 20/40) en ojos normales. Las respuestas de la FSC encontradas fueron bajas en las frecuencias espaciales altas para todos los pacientes con opacidades de cristalino con respecto a los pacientes sin opacidad. También los diferentes tipos de opacidades obtienen respuestas similares entre sí. Estos

resultados indican una reducción en la función visual entre los pacientes con cataratas.

Según el estudio de Hong (2010) realizó la medida de FSC por medio del OPTEC 6500 en pacientes con cataratas. Fueron tomadas dos medidas, una preoperatoria y otras dos meses después de la cirugía de catarata. El estudio reveló que la FSC presentaba una alteración en las frecuencias espaciales altas, pero esta alteración fue mayor en la medida preoperatoria que postoperatoria.

El estudio publicado por Rubin et al. (1993) evaluó la visión antes y después de la extracción extracapsular de cataratas no complicada y la implantación de lentes intraoculares en 72 pacientes con AV igual o mejor que 20/80 y ninguna otra anomalía ocular. La sensibilidad al contraste se midió con el gráfico de letras Pelli-Robson (Metropia Ltd, Cambridge, Inglaterra). Antes de la cirugía, hubo una pérdida en la sensibilidad al contraste que se correlacionó moderadamente con la agudeza visual, ($r = -0.43$; $P < .001$) con la implantación de la LIO, la mayoría de las frecuencias obtenían respuestas cercanas a la normalidad; la mejora de la sensibilidad al contraste fue independiente de la mejora en la agudeza.

Los resultados del estudio de Tabernero et al. (2007) tuvieron importantes implicaciones clínicas que condujeron a un nuevo

tipo de LIO esférica, la cual fue diseñada para compensar los valores promedio de la aberración esférica corneal. Se confirmó que la aberración esférica ocular fue más pequeña que la aberración esférica corneal sin relación con el defecto refractivo; el estudio demostró que el ojo se comporta como un sistema óptico aplanático, una solución de diseño optimizada que ofrece una calidad de imagen retiniana estable para diferentes geometrías oculares.

El estudio publicado por Smith et al. (2001) aportó que el cristalino tiene una aberración esférica negativa y aproximadamente el mismo nivel que el valor positivo de la superficie corneal anterior, por lo tanto, estas dos fuentes de aberración tienden a anularse, dejando el ojo en su totalidad con un nivel mucho más bajo de aberración esférica. Sin embargo, en una gran variedad de formas posibles de esta superficie, la aberración lenticular o cristalino es negativa, parece que hay un efecto de la edad, con ojos más viejos que tienen una aberración más grande para todo el ojo. Esta diferencia es estadísticamente significativa y es muy probable que se deba a los cambios relacionados con la edad en el cristalino y con la aberración esférica que se vuelve menos negativa con la edad.

Con respecto a las LIO se conoce que estas producen otro tipo de aberraciones dependiendo del diseño del lente. En el presente estudio los pacientes fueron implantados con LIO esféricas

convencionales de la casa comercial ALCON Acrysoft SA60AT. Los resultados que se obtuvieron fueron una disminución considerable en las frecuencias altas y medias con diferencias significativas con respecto al grupo de pacientes sanos, en concordancia con Hashemian et al.(2012), los cuales evaluaron 52 pacientes entre 45-73 años. Los resultados mostraron que la FSC en todas las frecuencias espaciales evaluadas fue mejor en las LIO esféricas en comparación con las LIO asféricas, en las frecuencias espaciales altas hubo diferencias estadísticamente significativa ($P < 0.05$) entre las dos lentes. El estudio de Yu et al (2009) y Caporossi et al, (2009), reportaron que la LIO asférica induce una aberración esférica significativamente menor que la LIO esférica después de la implantación en miopía alta. Estos autores concluyen que aunque las LIO asféricas y esféricas resultaron en una AV favorable y las LIO asféricas conducen a un mejor rendimiento visual a través de una aberración esférica más baja y una mejor FSC y calidad de la visión.

El estudio de Lanzagorta-Aresti et al.(2005), en el cual se evaluó la FSC por medio del test Vistch en 18 pacientes implantados con lentes asféricas Tecnis Z-9000 y el otro ojo con otro tipo de LIO, informó de una mejoría en las frecuencias bajas y medias, demostrando una respuesta significativa mayor en las frecuencias altas, que son las que están relacionadas con la calidad de la función visual. Con esta LIO Tecnis asféricas

consiguen una mejoría de FSC y un incremento de la calidad de la función visual.

El estudio de Mela et al. (1996), realizó las medidas de FSC por medio de redes sinusoidales entre 3 cpg a 18 cpg y observó que existían pérdidas de sensibilidad al contraste en las frecuencias espaciales medias y altas luego de la implantación de la LIO monofocal esférica.

Según Trueb et al. (2009), las LIO esféricas brindan una mejor FSC en las frecuencias espaciales medias y altas con respecto a las LIO esféricas convencionales.

En este estudio solo se le realizó la medida a pacientes implantados con LIO esféricas convencionales. Por lo que los resultados son consecuentes con la bibliografía.

Con respecto a la respuesta FSC de los pacientes con glaucoma se evidenció que hay una reducción de la respuesta de FSC en todas las frecuencias evaluadas, concordando con estudios realizados por Arden (1978) y Ross et al. (1984), los cuales comunican en sus resultados que existen pérdidas generalizadas de la FSC en todas las frecuencias evaluadas. También mencionan que, cuanto más avanzado este el glaucoma, la pérdida de la FSC será mayor. El estudio publicado por

Pomerance et al. (1994) aportó que los pacientes con glaucoma en terapia con fármacos beta bloqueadores que fueron evaluados con el test CSV-1000, tenían una mejora significativa en la respuesta de FSC en todas las frecuencias espaciales.

Según Sharon et al (2006), que realizaron una evaluación de la FSC por medio del test de Mars y Pelli Robson en grupo de pacientes sanos y con glaucoma de ángulo abierto, los pacientes presentaron diferencias estadísticamente representativas y con una reducción en la frecuencia espacial evaluada con respecto al grupo control, también recordar que estos test solo evalúan una frecuencia espacial.

Onal et al. (2008) realizaron la medida de la FSC por medio del test FACT en pacientes con glaucoma y encontraron una reducción generalizada en todas las frecuencias espaciales evaluadas, estos datos concuerdan con lo encontrado en este estudio donde se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los pacientes con glaucoma y el grupo control.

En relación a los pacientes con tuberculosis, en este estudio no se presentó ningún caso de tuberculosis ocular, pero todos los pacientes evaluados estaban tratados con combinaciones de fármacos los cuales contenían Etambutol. Este es uno de los fármacos más utilizados y efectivos para el tratamiento de TB

pulmonar. Estudios como Goya et al.(2003), estudian la incidencia de toxicidad del nervio óptico clínico y subclínico con el tratamiento de etambutol en 60 pacientes con tuberculosis divididos en dos grupos: grupo 1 con 30 pacientes en tratamiento con etambutol y grupo control que no recibió etambutol. Los resultados aportaron que solo dos pacientes (6,7%) del grupo 1, presentaron una disminución en la FSC; tres pacientes presentaron toxicidad ocular inducida por el fármaco y su recuperación visual máxima ocurrió en las primeras seis a ocho semanas después de suspender el tratamiento con etambutol. La recuperación visual fue completa en un solo paciente, pero fue parcial en dos pacientes,. Es decir, los campos visuales, la sensibilidad al contraste y el potencial visual evocado permanecieron anormales.

El estudio realizado por Salmon et al.(1987) midió la FSC por medio de rejilla de Arden en 100 pacientes en tratamiento de TB pulmonar. Los resultados obtenidos fueron que la FSC fue anormal en 38,2% de los pacientes cuya terapia incluyó el fármaco etambutol por un periodo de 3 meses, y 36,7% de pacientes en tratamiento con el fármaco durante 6 meses. Este estudio sugiere que las placas de Arden serían efectivas para detectar Neuropatía Óptica Tóxica subclínica debida al etambutol y, por lo tanto, podría usarse para la monitorización de la función ocular de los pacientes en tratamiento con etambutol. La pérdida de sensibilidad del contraste puede

explicar por qué algunos pacientes que toman etambutol con agudeza visual y percepción del color normal todavía se quejan de trastornos visuales o mala visión.

El estudio de Kandel et al.(2012) evaluó 104 ojos de pacientes tratados con Etambutol. Los exámenes fueron tomados al inicio de la terapia, después de 1 a 2 meses de tratamiento, y 1 mes después de interrumpir el fármaco. En los resultados obtenidos no se observó ningún defecto funcional visual al inicio del estudio. En el seguimiento, la agudeza visual, la visión del color, la sensibilidad al contraste, el fondo de ojo y la estereopsis no se vieron afectados en ningún paciente; pero después de 1 a 2 meses de tratamiento el potencia visual evocado y tomografía de coherencia óptica informaron de pérdidas significativas. Al final, el 19,23% de los pacientes mostro toxicidad subclínica, y la eliminación de esa toxicidad observada en el patrón del potencial visual evocado y los campos visuales, se observó en el 80% ($p = 0,002$), de los ojos después de 1 mes de parar el tratamiento. El estudio sugiere que el potencial visual evocado y los exámenes de campo visual y tomografía coherencia óptica, son pruebas sensibles para detectar toxicidad temprana y pueden ayudar a identificar a los pacientes que probablemente desarrollen toxicidad clínica.

Jin et al (2019) evaluaron la función visual en 84 pacientes para identificar si existía alguna toxicidad óptica inducida por el fármaco Etambutol. Este estudio dio como resultados que la

función visual (agudeza visual, visión del color, sensibilidad al contraste) se encontraban dentro de los parámetros de normalidad. En 22 ojos se encontró una toxicidad óptica subclínica y el campo visual presentaba un defecto en 12 de los ojos evaluados. La evaluación de la retina por medio de la tomografía de coherencia óptica presentaba un aumento del espesor retinal en 5 ojos. Este estudio reportó que estas funciones vuelven a la normalidad después de un mes de la suspensión del tratamiento.

El estudio de Zoumalan (2005) analizó la FSC a 3 sujetos con neuropatía toxica inducida por el tratamiento con Etambutol por medio del test VCTS. Se observó que los tres pacientes tenían una reducción de la FSC en las frecuencias espaciales altas entre 12 cpg y 18 cpg. En este estudio se encontró una reducción de las frecuencias espaciales medias y sin alteración ocular asociada.

Los pacientes con VIH positivos, incluso aquellos que están en tratamiento antirretroviral, a pesar de encontrarse oftalmológicamente asintomáticos, presentan alteraciones en su función visual que pueden originar cambios en su calidad de vida. Los estudios realizados por Peres-Blazquez et al. (2008), Solis.Castiloo et al. (2011) y Shah et al. (2006) evidenciaron que los pacientes portadores VIH tenían una disminución en las frecuencias espaciales altas, en concordancia con estos estudios

el grupo de pacientes con VIH en TARV de esta investigación evidenció que existe una reducción generalizada en todas las frecuencias espaciales de sensibilidad al contraste.

El estudio de Freeman et al.(2008) realizó una evaluación a la función de la visión en personas infectadas por el VIH sin retinitis. Los resultados informaron que hubo asociaciones significativas ($p < 0,05$) entre las medidas de disminución de la función de la visión y los índices de aumento de la gravedad de la enfermedad. También se observó una reducción de las frecuencias espaciales en la sensibilidad al contraste y hubo una relación significativa entre la FSC y la disminución de los niveles de recuento de células T CD4 +. Con esto concluyen que los pacientes con HIV sin retinitis presentan una disfunción visual. También existe una relación entre la gravedad general de la enfermedad y el menor acceso a la atención y la pérdida de la visión es compatible con la enfermedad retino vascular o la enfermedad del nervio óptico.

En el estudio realizado por Mueller et al.(1997) se evaluaron 51 ojo de pacientes con VIH con buena agudeza visual y sin enfermedad ocular existente. Los pacientes tuvieron una disminución en las frecuencias espaciales medias y altas en la evaluación de la FSC con diferencias estadísticamente representativas, pero la gravedad de la disfunción visual no se correlacionó con la etapa de la infección por VIH. En

concordancia con estos autores en el presente estudio se evidenció una reducción generalizada de FSC en todas las frecuencias espaciales evaluadas.

Pathai et al. (2013) evaluaron la función visual en personas adultas sudafricanas infectadas por el VIH a pesar de la supresión viral efectiva y la ausencia de infecciones oportunistas retinianas. Estos cambios pueden estar mediados por un "trastorno neuroretiniano" asociado al VIH, caracterizado por cambios en la capa de fibras nerviosas de la retina (RNFL). Esta infección también puede estar asociada con un envejecimiento biológico acelerado. Los resultados reportaron una reducción en la FSC en personas infectadas por el VIH y se asocia funcionalmente con fragilidad y viremia no suprimida, también esto puede reflejar cambios estructurales en la las capas de las fibras nerviosas de la retina las cuales fueron evidentes a pesar de la ausencia de infecciones oportunistas. La concordancia de nuestro estudio con los resultados de este trabajo es especialmente interesante, al haber sido realizada sobre una población étnica similar.

Según Geier et al. (1993) estudiaron 150 ojos de pacientes con diferentes estadios de HIV, observaron una reducción en la FSC cromática en pacientes con la enfermedad.

El estudio de Mutlukan et al. (1992) realizó una evaluación de agudeza visual de bajo contraste utilizando el test de Regan en 34 pacientes seropositivos. Encontraron que la agudeza visual de bajo contraste de los pacientes con VIH y sin retinopatía por VIH fue estadísticamente significativa menor que la del grupo control. Este hallazgo es probablemente atribuible a la patología relacionada con el VIH en las vías visuales y/o en el sistema nervioso central, observaron que un porcentaje significativo de pacientes VIH positivos con buena agudeza visual y sin evidencia oftalmológica de retinitis se desempeñó de manera anormal en las pruebas psicofísicas visuales. La gravedad de la disfunción visual no se correlacionó con la etapa de la infección por VIH o el grado de disfunción neuropsicológica.

5.2 LIMITACIONES DEL ESTUDIO

En los centros asistenciales donde se realizó la investigación al momento de este estudio no se contaba con ningún test de sensibilidad al contraste, lo cual dificultó la comparación de los resultados de este estudio con otros test del mercado. Otra de las limitaciones que se presentó fue que las historias clínicas no poseían datos completos o legibles y algunas se encontraban incompletas al momento del estudio. También la no asistencia a las consultas de control oftalmológico de los pacientes post operados de cataratas, con tuberculosis y VIH dificultó el

tamaño de las muestras. Algunos pacientes internados en cuidados intensivos de los hospitales tuvieron que ser excluidos de la investigación ya que por estar conectados a los respiradores no conseguían responder al test. También los pacientes operados de catarata o con otras patologías oculares que residían en zonas rurales se perdía el contacto con ellos y no regresaban al control de oftalmología/ optometría, lo cual dificultó el acceso a la realización del examen y dificultó el tamaño de la muestra.

Para algunos pacientes la duración de la consulta completa de optometría y la realización del test de sensibilidad generó un poco de cansancio. Para futuros estudios se recomienda controlar los ambientes de luminosidad.

También resaltar que la obtención de los permisos de los comités de bioética y del ministerio de salud para el acceso tener acceso a documentos y pacientes en los hospitales y centros asistenciales como los puestos de salud tardaron varios años, pero finalmente se obtuvieron los permisos.

También fue difícil realizar la comparación de los resultados con otros estudios en este tema, ya que no existen estudios publicados y/o estudios previos a esta investigación en la población específica estudiada.

6. CONCLUSIONES

6.1 CONCLUSIONES

- ✓ En Mozambique no existen datos normativos publicados sobre medidas de sensibilidad al contraste para pacientes sanos, con defectos refractivos o con alteraciones oculares. Esta es la primera investigación que se realiza en este tema en el país. Cabe resaltar la colaboración de las entidades públicas como la Universidad de Lurio y los hospitales, junto con los centros asistenciales para conseguir obtener una investigación de estas características en un país con muchas dificultades como lo es Mozambique.
- ✓ Durante este estudio se encontraron diferencias significativas entre los grupos evaluados, en los pacientes con alteraciones visuales y oculares se evidenció una reducción en la respuesta de la función de la sensibilidad al contraste.
- ✓ El grupo de pacientes sanos o emétopes se observó que los valores obtenidos se encuentran dentro de la normalidad lo cual hace este test reproducible para su uso.
- ✓ En cuanto a los defectos refractivos se concluye que entre mayor sea el poder dióptrico del defecto, hay una mayor reducción de la FSC, también se observó que el defecto refractivo que tuvo una mayor reducción de la respuesta de FSC fue la hipermetropía, en consonancia con lo encontrado con otras poblaciones y evidenciando que no existen diferencias poblacionales.

- ✓ Se observó que en pacientes con edades de 40 o mayores existe una reducción de FSC en las frecuencias espaciales altas, en consonancia con lo encontrado con otras poblaciones y evidenciando que no existen diferencias poblacionales.
- ✓ En lentes intraoculares, se observó que estas producen una reducción de la FSC en todas las frecuencias espaciales, con diferencias estadísticamente representativas en las frecuencias altas, por otro lado se debe tener en cuenta las aberraciones de alto orden producidas por la incisión al momento de la implantación de la LIO, y las aberraciones producidas por los diferentes tipos de lentes intraoculares ya que esto afecta la calidad visual del ojo. Debido a las diferencias de LIO implantadas y metodología, es difícil la comparación, pero se puede establecer una correspondencia con otras poblaciones.
- ✓ En relación a la tuberculosis en este estudio no se presentaron casos de tuberculosis ocular, pero se observó que los pacientes en tratamiento con Etambutol presentaban una alteración de la FSC en las frecuencias espaciales medias, lo que nos hace sospechar de una posibles cambios en el nervio óptico. También resaltar que cuando se produce esta neuritis toxica las funciones visuales como agudeza visual y sensibilidad al contraste no se pueden recuperar. Es importante resaltar que el test de FSC sirve como método efectivo en la detección de anomalías oculares en pacientes con TB en tratamiento con Etambutol y así detectar a tiempo las neuritis toxicas que se producen por el uso del fármaco.

- ✓ En cuanto a los pacientes con HIV se concluye que en ausencia de defecto refractivo y enfermedad ocular estos pacientes presentaron una disminución en la FSC en las frecuencias espaciales medias, también el tratamiento antirretroviral hace con que la carga de virus disminuya, manteniendo la inmunidad del organismo y evitando así enfermedades oportunistas que disminuyan la visión. Estos resultados en consonancia con lo encontrado con otras poblaciones y evidenciando que no existen diferencias poblacionales.
- ✓ La prueba de FSC es fundamental para el diagnóstico precoz y seguimiento de patologías o condiciones oculares.
- ✓ A partir de este estudio se pretendió buscar una respuesta que sirva como patrón de normalidad de respuesta de FSC en pacientes africanos.
- ✓ Con este nuevo test se pretende implementar la toma de FSC en las consultas de optometría clínica en los consultorios de clases prácticas del curso de Optometría de la facultad de ciencias de salud de la Universidad de Lurio.
- ✓ Se pretende continuar estudiando la FSC en otras patologías oculares.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

7.1 REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- ✓ Adamsons, I., Rubin, G. S., Vitale, S., Taylor, H. R., & Stark, W. J. (1992). The effect of early cataracts on glare and contrast sensitivity: A pilot study. *Archives of Ophthalmology*, 110(8), 1081-1086. doi:10.1001/archopht.1992.01080200061025.
- ✓ Agarwal, S., Srinivasan, B., Iyer, G., Sudharshan, S., & Kalaivani, K. (2018). Vernal keratoconjunctivitis in human immunodeficiency virus – the possible role of T-helper 1–T-helper 2 shift. *Indian J Ophthalmol*, (7), 1004. doi:10.4103/ijoo.IJO_76_18
- ✓ Aguilar, M., & Mateos, F. (1994). Sensibilidad al contraste. En: *Aguilar M, Mateos F, Eds. Óptica Fisiológica. Universidad Politécnica De Valencia-Servicio De Publicaciones Ed, 15, 77-112.*
- ✓ Aguirre, Y. L. (2003). Curva normal de sensibilidad al contraste (FACT) en niños entre 6 y 12 años en el instituto de investigaciones optométricas. *Ciencia & Tecnología Para La Salud Visual Y Ocular.*
- ✓ Amesbury, E. C., & Schallhorn, S. C. (2003). Contrast sensitivity and limits of vision. *International ophthalmology clinics*, 43(2), 31–42. <https://doi.org/10.1097/00004397-200343020-00006>.
- ✓ Ansari, E. A., Morgan, J. E., & Snowden, R. J. (2002). Psychophysical characterisation of early functional loss in

- glaucoma and ocular hypertension. *Br J Ophthalmol*, 86(10), 1131. doi:10.1136/bjo.86.10.1131
- ✓ Applegate, R; Howland, H; Sharp, R; Cottingham, A; Yee, R; (1998). Corneal aberrations and visual performance after radial keratotomy. *Journal of Refractive Surgery.*, 14(4), 397-407. doi:<https://doi.org/10.3928/1081-597X-19980701-05>
 - ✓ Arden, G. B., & Jacobson, J. J. (1978). A simple grating test for contrast sensitivity: Preliminary results indicate value in screening for glaucoma. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 17(1), 23-32.
 - ✓ Arend, L. E. (1976). Temporal determinants of the form of the spatial contrast threshold MTF. *Vision Research*, 16(10), 1035-1041. doi:[https://doi.org/10.1016/0042-6989\(76\)90240-6](https://doi.org/10.1016/0042-6989(76)90240-6)
 - ✓ Arditi, A. (2005). Improving the design of the letter contrast sensitivity test. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 46(6), 2225-2229. doi:10.1167/iovs.04-1198.
 - ✓ Artigas, J. M., Capilla, P., Felipe, A., & Pujol, J. (1995). *Optica fisiologica, psicofísica de la visión* (segunda edición ed.). Madrid: Interamericana McGraw-Hill.
 - ✓ Arundale, K. (1978). An investigation into the variation of human contrast sensitivity with age and ocular pathology. *Br J Ophthalmol*, 62(4), 213. doi:10.1136/bjo.62.4.213
 - ✓ Aslam, T., Mahmood, S., Balaskas, K., Patton, N., Tanawade, R. G., Tan, S. Z., . . . Bishop, P. N. (2014). Repeatability of visual function measures in age-related macular degeneration. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental*

Ophthalmology, 252(2), 201-206. doi:10.1007/s00417-013-2421-5

- ✓ Aslam, T. M., Murray, I. J., Lai, M. Y., Linton, E., Tahir, H. J., & Parry, N. R. (2013). An assessment of a modern touch-screen tablet computer with reference to core physical characteristics necessary for clinical vision testing. *Journal of the Royal Society, Interface / the Royal Society*, 10(84), 20130239. doi:10.1098/rsif.2013.0239.
- ✓ Bailey, I. L., & Lovie-Kitchin, J. (2013). Visual acuity testing. from the laboratory to the clinic. *Vision Research; Testing Vision: From Laboratory Psychophysical Tests to Clinical Evaluation*, 90, 2-9. doi:<https://doi.org/10.1016/j.visres.2013.05.004>
- ✓ Barten, P. G. J. (1999). *Contrast sensitivity of the human eye and its effects on image quality*. Bellingham WA: SPIE Optical Engineering Press.
- ✓ Bass, M., DeCusatis, C., Enoch, J., Lakshminarayanan, V., Li, G., MacDonald, C., ... & Stryland, E. V. (2009). *Handbook of Optics 3rd Edition Volume III: Vision and Vision Optics*. WA: SPIE Press.
- ✓ Beck, R. W., Diehl, L., & Cleary, P. A. (1993). The pelli-robson letter chart: Normative data for young adults. *Clinical Vision Sciences*, 8(2), 207-210.
- ✓ Bellucci, R., Scialdone, A., Buratto, L., Morselli, S., Chierago, C., Criscuoli, A., . . . Piers, P. (2005). Visual acuity and contrast sensitivity comparison between tecnis and AcrySof SA60AT

- intraocular lenses: A multicenter randomized study. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 31(4) 712–717.
<https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2004.08.049>
- ✓ Benes, C. S. (1992). *Advanced ophthalmic diagnostic and therapeutic* (Ryerson Limited ed.). New York, EE.UU: McGraw-Hill.
 - ✓ Benjamin, W. (2006). *Borish's clinical refraction* (second ed.). Philadelphia, USA: Elsevier.
 - ✓ Bland, J. M., & Altman, D. G. (1999). Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res*, 8(2), 135-160. doi:10.1177/096228029900800204
 - ✓ Bhootra, A. K. (2009). *Ophthalmic lenses* Jaypee Brothers Pvt Ltd
 - ✓ Boreman, G; (2001), *Modulation Transfer Function in Optical and Electro-Optical*; SPIE Press, Bellingham, WA: SPIE Press.
 - ✓ Bourne, R. R. A., Stevens, G. A., White, R. A., Smith, J. L., Flaxman, S. R., Price, H., . . . Taylor, H. R. (2013). Causes of vision loss worldwide, 1990–2010: A systematic analysis. *The Lancet Global Health*, 1(6), e339-e349. doi:[https://doi.org/10.1016/S2214-109X\(13\)70113-X](https://doi.org/10.1016/S2214-109X(13)70113-X)
 - ✓ Bradley, A., & Freeman, R. D. (1981). Contrast sensitivity in anisometric amblyopia. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 21(3), 467-476.
 - ✓ Bueno del Romo, G., & Matilla Rodríguez, M. T. (1992). Sensibilidad al contraste. *Gaceta Óptica*, (251), 20-29.

- ✓ Burbeck, C. A., & Kelly, D. H. (1984). Role of local adaptation in the fading of stabilized images. *Josa A*, *1*(2), 216-220.
- ✓ Campana, G. M. (2003), Estudio comparativo de la función de sensibilidad al contraste en pacientes con y sin opacidad del cristalino; Villavicencio, Lima, Perú.
- ✓ Campbell, F. W., & Robson, J. G. (1968). Application of Fourier analysis to the visibility of gratings. *The Journal of Physiology*, *197*(3), 551–566.
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.1968.sp008574>
- ✓ Campbell, F. W., & Green, D. G. (1965). Optical and retinal factors affecting visual resolution. *The Journal of Physiology*, *181*(3), 576-593
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.1965.sp007784>.
- ✓ Campos, H. S. (2006). Etiopatogenia da tuberculose e formas clínicas. *Pulmão RJ*, *15*(1), 29-35.
- ✓ Caporossi, A., Casprini, F., Martone, G., Balestrazzi, A., Tosi, G. M., & Ciompi, L. (2009). Contrast sensitivity evaluation of aspheric and spherical intraocular lenses 2 years after implantation. *Journal of Refractive Surgery (Thorofare, N.J.: 1995)*, *25*(7), 578-590. doi:10.3928/1081597X-20090610-03.
- ✓ Carney, L. G., & Jacobs, R. J. (1984). Mechanisms of visual loss in corneal edema. *Archives of Ophthalmology*, *102*(7), 1068-1071. doi:10.1001/archopht.1984.01040030862034
- ✓ Chan, C., & Zhang, M. (2005). [Ocular manifestations in HIV/AIDS]. *Zhonghua Yan Ke Za Zhi* *Chinese Journal of Ophthalmology*, *41*(6), 563-571.

- ✓ Chylack, L. T., Padhye, N., Khu, P. M., Wehner, C., Wolfe, J., McCarthy, D., . . . Friend, J. (1993). Loss of contrast sensitivity in diabetic patients with LOCS II classified cataracts. *Br J Ophthalmol*, 77(1), 7. doi:10.1136/bjo.77.1.7
- ✓ Comerford, J. P. (1983). Vision evaluation using contrast sensitivity functions. *Optometry and Vision Science*, 60(5) 394–398. <https://doi.org/10.1097/00006324-198305000-00009>
- ✓ Colombo, E. M., Santillán, J. E., Aguirre, R. C., & Issolio, L. A. (2007). Sensitivity of a new CSF system as a screening tool in a non clinical population. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 48(13), 5507.
- ✓ Cunningham, I. A. (2000). In J Beutel, HL Kundel and RL Van Metter (Ed.), *Handbook of medical imaging, physics and psychophysics, applied linear-systems theory*. Bellingham, WA: SPIE Press.
- ✓ Cunningham, E. T., & Margolis, T. P. (1998). Ocular manifestations of HIV infection. *N Engl J Med*, 339(4), 236-244. doi:10.1056/NEJM199807233390406
- ✓ Da Silva Souza, G., Gomes, B. D., & Silveira, L. C. L. (2011). Comparative neurophysiology of spatial luminance contrast sensitivity. *Psychology & Neuroscience*, 4(1), 29-48. doi:10.3922/j.psns.2011.1.005
- ✓ De Cock, K. M., Soro, B., Coulibaly, I. M., & Lucas, S. B. (1992). Tuberculosis and HIV infection in sub-saharan africa. *Jama*, 268(12), 1581-1587. doi:10.1001/jama.268.12.1581.

- ✓ De la Salud, Asamblea Mundial. (2013). Proyecto de plan de acción para la prevención de la ceguera y la discapacidad visual evitables 2014-2019: Salud ocular universal: Un plan de acción mundial para 2014-2019: Informe de la secretaría.
- ✓ Denoyer, A., Le Lez, M., Majzoub, S., & Pisella, P. (2007). Quality of vision after cataract surgery after tecnis Z9000 intraocular lens implantation: Effect of contrast sensitivity and wavefront aberration improvements on the quality of daily vision. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 33(2) 210–216. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2006.10.035>
- ✓ Díez, M. A, Capilla, P, Luque, M. J. (1999). Detección de Patologías Mediante Test Psicofísicos (II). Características de los caminos visuales paralelos y métodos de detección. 155-167.
- ✓ Dinno, A. (2015). Nonparametric pairwise multiple comparisons in independent groups using dunn's test. *The Stata Journal*, 15(1), 292-300. doi:10.1177/1536867X1501500117
- ✓ Dorr, M., Elze, T., Wang, H., Lu, Z. L., Bex, P. J., & Lesmes, L. A. (2018). New Precision Metrics for Contrast Sensitivity Testing. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 22(3), 919–925. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2017.2708745>
- ✓ Dorr, M., Lesmes, L. A., Elze, T., Wang, H., Lu, Z. L., & Bex, P. J. (2017). Evaluation of the precision of contrast sensitivity function assessment on a tablet device. *Scientific reports*, 7, 46706. <https://doi.org/10.1038/srep46706>.

- ✓ Dorr, M., Lesmes, L. A., Lu, Z. L., & Bex, P. J. (2013). Rapid and reliable assessment of the contrast sensitivity function on an iPad. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 54(12), 7266-7273. doi:10.1167/iovs.13-11743.
- ✓ Dougherty, B. E., Flom, R. E., & Bullimore, M. A. (2005). An evaluation of the mars letter contrast sensitivity test. *Optometry & Vision Science*, 82(11), 970-975.
- ✓ Drover, J. R., Courage, M. L., Dalton, S. M., & Adams, R. J. (2006). Accuracy of the contrast sensitivity card test for infants: retest variability and prediction of spatial resolution. *Optometry and vision science: official publication of the American Academy of Optometry*, 83(4), 228–232. <https://doi.org/10.1097/01.opx.0000214315.36633.be>
- ✓ Egbagbe, E.E, Omoti, A.E. (2008), Ocular disorders in adult patients with tuberculosis in a tertiary care hospital in Nigeria. *Middle East African Journal of Ophthalmology*;15(2):73-76. <https://doi.10.4103/0974-923351996>
- ✓ Ehrmann, K., Fedtke, C., & Radić, A. (2009). Assessment of computer generated vision charts. *Contact lens & anterior eye : the journal of the British Contact Lens Association*, 32(3), 133–140. <https://doi.org/10.1016/j.clae.2008.09.005>
- ✓ Elliott, D. B., & Situ, P. (1998). *Visual acuity versus letter contrast sensitivity in early cataract* doi:[https://doi.org/10.1016/S0042-6989\(97\)00382-9](https://doi.org/10.1016/S0042-6989(97)00382-9)
- ✓ Elliot, D., Bullimore, M. A., & Bailey, I. L. (1991). Improving the reliability of the pelli-robson contrast sensitivity

test. *Improving the Reliability of the Pelli-Robson Contrast Sensitivity Test*, 6(6), 471-475.

- ✓ Elliott, D. B., Sanderson, K., & Conkey, A. (1990). The reliability of the Pelli-Robson contrast sensitivity chart. *Ophthalmic & physiological optics: the journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)*, 10(1), 21-24.
- ✓ Elliott, D.B., Gilchrist, J. and Whitaker, D. (1989), Contrast sensitivity and glare sensitivity changes with three types of cataract morphology: are these techniques necessary in a clinical evaluation of cataract?. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 9: 25-30. doi:[10.1111/j.1475-1313.1989.tb00800.x](https://doi.org/10.1111/j.1475-1313.1989.tb00800.x)
- ✓ Escobar, S.M. (2018a) Respuesta de la función de la sensibilidad al contraste en pacientes atendidos en la clínica de optometría de la universidad de Lurio, Mozambique durante 2016. 1ª Conferencia Interamericana de Optometría y Ciencias de la Visión, 17 Conferencia Internacional de Optometría, CIO 2018, Fedopto. Orlando, Florida, USA.
- ✓ Escobar, S.M. (2018b). Diseño de un test de sensibilidad al contraste computarizado, 29 Conferencia Nacional de Optometría, Fedopto, Agosto, 2018, Barranquilla, Colombia.
- ✓ Espíndola, R. Santhiago, M., Monteiro, M., & Kara-Junior, N. (2014). Influence of aspheric intraocular lens on frequency doubling technology and contrast sensitivity: a fellow eye study. *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia*, 77(6), 373-376. <https://doi.org/10.5935/0004-2749.20140093>.

- ✓ Faria, B. M., Duman, F., Zheng, C. X., Waisbourd, M., Gupta, L., Ali, M., Zangalli, C., Lu, L., Wizov, S. S., Spaeth, E., Richman, J., & Spaeth, G. L. (2015). evaluating contrast sensitivity in age-related macular degeneration using a novel computer-based test, the spaeth/richman contrast sensitivity test. *Retina* (Philadelphia, Pa.), 35(7), 1465–1473. <https://doi.org/10.1097/IAE.0000000000000474>.
- ✓ Faye, E. E. (2005). Contrast sensitivity tests in predicting visual function. *International Congress Series*, 1282, 521-524. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.ics.2005.05.001>
- ✓ Fiete, R., & Paul, B.D. (2014). Modeling the optical transfer function in the imaging chain. *Optical Engineering*, 53, 083103-083103.
- ✓ Freeman, W. R., Van Natta, M. L., Jabs, D., Sample, P. A., Sadun, A. A., Thorne, J., Shah, K. H., Holland, G. N., & SOCA Research Group (2008). Vision function in HIV-infected individuals without retinitis: report of the Studies of Ocular Complications of AIDS Research Group. *American journal of ophthalmology*, 145(3), 453–462. <https://doi.org/10.1016/j.ajo.2007.10.013>.
- ✓ Fricke, T. R., Tahhan, N., Resnikoff, S., Papas, E., Burnett, A., Ho, S. M., Naduvilath, T., & Naidoo, K. S. (2018). Global Prevalence of Presbyopia and Vision Impairment from Uncorrected Presbyopia: Systematic Review, Meta-analysis, and Modelling. *Ophthalmology*, 125(10), 1492–1499. <https://doi.org/10.1016/j.ophtla.2018.04.013>.

- ✓ Furlan, W., Garcia, J., & Muñoz, L. (2009). In Furlan, W. Garcia, J. Muñoz, L. (Ed.), *Fundamentos de optometria, refracción ocular (segunda edición ed.)*. Valencia, España: Universidad de Valencia publicaciones.
- ✓ Geier, S.A; Kronawitter U; Bogner JR; Hammel,G; Berninger,T; Klauss, V; Goebel,F;(1993), Impairment of colour contrast sensitivity and neuroretinal dysfunction in patients with symptomatic HIV infection or AIDS. *British Journal of Ophthalmology*; **77**:716-720. <http://dx.doi.org/10.1136/bjo.77.11.716>.
- ✓ Gerald Westheimer; (2006). In Squire L. R. (Ed.), Academic Press. doi:[https://doi.org/10.1016/S1874-6055\(06\)80039-3](https://doi.org/10.1016/S1874-6055(06)80039-3).
- ✓ Ghaith, A. A., Daniel, J., Stulting, R. D., Thompson, K. P., & Lynn, M. (1998). Contrast sensitivity and glare disability after radial keratotomy and photorefractive keratectomy. *Archives of ophthalmology*, 116(1), 12–18. <https://doi.org/10.1001/archopht.116.1.12>
- ✓ Ginsburg A. P. (2006). Contrast sensitivity: determining the visual quality and function of cataract, intraocular lenses and refractive surgery. *Current opinion in ophthalmology*, 17(1), 19–26. <https://doi.org/10.1097/01.icu.0000192520.48411.fa>
- ✓ Ginsburg A. P. (2003). Contrast sensitivity and functional vision. *International ophthalmology clinics*, 43(2), 5–15. <https://doi.org/10.1097/00004397-200343020-00004>

- ✓ Ginsburg A.P. (1996), Next generation contrast sensitivity testing. In: Rosenthal B, Cole R, eds. *Functional Assessment of Low Vision*. St Louis:77–88.
- ✓ Ginsburg A. P. (1984). A new contrast sensitivity vision test chart. *American journal of optometry and physiological optics*, 61(6), 403–407. <https://doi.org/10.1097/00006324-198406000-00011>
- ✓ Guirao, A. (1998). *Calidad optica del ojo humano en función de la edad*. Universidad de Murcia).
- ✓ Goyal J.L, De Sarmi, S, Bhatia A.(2003), Evaluation of visual functions in patients on ethambutol therapy for tuberculosis: a prospective study. *The Journal of Communicable Diseases*. Dec;35(4):230-243.
- ✓ Grosvenor, T. P, (2002), *Functional Acuity Contrasts test FACT* Stereoptical Co., Inc. Instructivo, Grosvenor, T. *Primary Care Optometry*, 4 Ed, Butterworth Henimann, 205-12.
- ✓ Guedes, R. A. (2007). As estratégias de prevenção em saúde ocular no âmbito da saúde coletiva e da atenção primária à saúde-APS. *Revista APS*, 10(1), 66-73.
- ✓ Guirao, A. (1998). *Calidad optica del ojo humano en función de la edad* Retrieved from <http://hdl.handle.net/10803/10845>
- ✓ Hanke, F. D., Scholtyssek, C., Hanke, W., & Dehnhardt, G. (2011). Contrast sensitivity in a harbor seal (*phoca vitulina*). *Journal of Comparative Physiology A: Neuroethology, Sensory, Neural, and Behavioral Physiology*, 197(2), 203-210.

- ✓ Harmon, L. D., & Julesz, B. (1973). Masking in visual recognition: effects of two-dimensional filtered noise. *Science* (New York, N.Y.), 180(4091), 1194–1197. <https://doi.org/10.1126/science.180.4091.1194>
- ✓ Hashemian M N, Movassat M, Shakib A, Kiarudi M Y, Zare M A, Rafizadeh M; (2012) Comparison of Visual Acuity, Contrast Sensitivity and Spherical Aberration after Implantation of Aspheric and Spheric Intraocular Lenses. *Iranian Journal of Ophthalmology*; 24 (3):45-51.
- ✓ Haymes, S. A., Roberts, K. F., Cruess, A. F., Nicolela, M. T., LeBlanc, R. P., Ramsey, M. S., . . . Artes, P. H. (2006). The letter contrast sensitivity test: Clinical evaluation of a new design. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 47(6), 2739-2745.
- ✓ Heckenlively, J., & Arden, G. (2006). In John R. Heckenlively and Geoffrey B. Arden (Ed.), *Principles and practice of clinical electrophysiology of vision* (Second Edition ed.). Massachusetts london, England: Massachusetts Institute of Technology.
- ✓ Hess, R., & Woo, G. (1978). Vision through cataracts. *Investigative ophthalmology & visual science*, 17(5), 428–435.
- ✓ Higgins, K. E., Jaffe, M. J., Caruso, R. C., & deMonasterio, F. M. (1988). Spatial contrast sensitivity: Effects of age, test–retest, and psychophysical method. *Journal of the Optical*

Society of America A, 5(12), 2173-2180.
doi:10.1364/JOSAA.5.002173

- ✓ Hiraoka, T., Ishii, Y., Okamoto, F., & Oshika, T. (2009). Influence of cosmetically tinted soft contact lenses on higher-order wavefront aberrations and visual performance. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 247(2), 225-233. doi:10.1007/s00417-008-0973-6
- ✓ Hiraoka, T., Okamoto, C., Ishii, Y., Kakita, T., & Oshika, T. (2007). Contrast sensitivity function and ocular higher-order aberrations following overnight orthokeratology. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 48(2), 550-556. doi:10.1167/iovs.06-0914
- ✓ Hohberger, B., Laemmer, R., Adler, W., Juenemann, A. G. M., & Horn, F. K. (2007). Measuring contrast sensitivity in normal subjects with OPTEC® 6500: Influence of age and glare. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 245(12), 1805-1814. doi:10.1007/s00417-007-0662-x
- ✓ Holden, B. A., Fricke, T. R., Ho, S. M., Wong, R., Schlenther, G., Cronjé, S., . . . Frick, K. D. (2008). Global vision impairment due to uncorrected presbyopia. *Archives of Ophthalmology*, 126(12), 1731-1739. doi:10.1001/archophth.126.12.1731.
- ✓ Hong, Y. T., Kim, S. W., Kim, E. K., & Kim, T. (2010). Contrast sensitivity measurement with 2 contrast sensitivity tests in normal eyes and eyes with cataract. *Journal of Cataract*

& *Refractive Surgery*, 36(4) 547–552.

<https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2009.10.048>

- ✓ Hot, A., Dul, M. W., & Swanson, W. H. (2008). Development and evaluation of a contrast sensitivity perimetry test for patients with glaucoma. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 49(7), 3049-3057. doi:10.1167/iovs.07-1205.
- ✓ Hou, F., Lesmes, L., Bex, P., Dorr, M., & Lu, Z. (2015). Using 10AFC to further improve the efficiency of the quick CSF method. *Journal of Vision*, 15(9), 2. doi:10.1167/15.9.2
- ✓ Howe, J. W., Mitchell, K. W., & Robson, C. (1981). Electrophysiological assessment of visual acuity. *Transactions of the Ophthalmological Societies of the United Kingdom*, 101(1), 105-108.
- ✓ **Human neuroanatomy (fundamental and clinical)**. Retrieved from http://www.brainkart.com/article/The-Visual-Pathway-of-the-Brain_19029/
- ✓ Issolio, L., & Colombo, E. (2013). Comparación de dos generadores de estímulos visuales en la determinación de la sensibilidad al contraste. Paper presented at the *Anales Afa*, 11(1)
- ✓ Issolio, L., & Colombo, E. (2013). La función sensibilidad al contraste en ojos normales. Paper presented at the *Anales Afa*, , 8(1)
- ✓ Jarvis, J. R., & Wathes, C. M. (2008). A mechanistic inter-species comparison of spatial contrast sensitivity. *Vision Research*, 48(21), 2284-2292.

- ✓ Jin, K.W., Lee, J.Y., Rhiu, S., Choi, D.G. (2019) Longitudinal evaluation of visual function and structure for detection of subclinical Ethambutol-induced optic neuropathy. *PLoS ONE* 14(4): e0215297. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0215297>
- ✓ Jinabhai, A., O'Donnell, C., Radhakrishnan, H., & Nourrit, V. (2012). Forward light scatter and contrast sensitivity in keratoconic patients. *Contact Lens and Anterior Eye*, 35(1), 22-27. doi:<https://doi.org/10.1016/j.clae.2011.07.001>
- ✓ Joulan, K., Brémond, R., & Hautière, N. (2015). Towards an analytical age-dependent model of contrast sensitivity functions for an ageing society. *The Scientific World Journal*, 2015, 625034. doi:10.1155/2015/625034
- ✓ Kai, S., Sarngal, S., Aseem, A., & Ganjoo, S. (2015). Ocular manifestations of hiv/aids among patients receiving highly active antiretroviral therapy in a tertiary care centre. *Journal of Evolution of Medical and Dental Sciences*, 4, 16299-16304. doi:10.14260/jemds/2015/2405
- ✓ Kaiserman, I., Hazarbassanov, R., Varssano, D., & Grinbaum, A. (2004). Contrast sensitivity after wave front-guided LASIK. *Ophthalmology*, 111(3), 454-457. <https://doi.org/10.1016/j.optha.2003.06.017>
- ✓ Kalloniatis, M., & Luu, C. (1995). Visual Acuity. In H. Kolb (Eds.) et. al., *Webvision: The Organization of the Retina and Visual System*. University of Utah Health Sciences Center.

- ✓ Kandel, H., Adhikari, P., Shrestha, G. S., Ruokonen, E., & Shah, D. N. (2012). Visual function in patients on ethambutol therapy for tuberculosis. *Journal of Ocular Pharmacology and Therapeutics*, 28(2), 174-178. doi:10.1089/jop.2011.0095
- ✓ Kanski, Jacks. (2008), *Oftalmologia Clínica: uma abordagem sistemática*. 6ª edição. Rio de Janeiro: elsevier editora ltda.
- ✓ Kara, S., Gencer, B., Ersan, I., Arikan, S., Kocabiyik, O., Tufan, H. A., & Comez, A. (2016). Repeatability of contrast sensitivity testing in patients with age-related macular degeneration, glaucoma, and cataract. *Arquivos Brasileiros De Oftalmologia*, 79, 323-327.
- ✓ Kelly, S. A., Pang, Y., & Klemencic, S. (2012). Reliability of the CSV-1000 in adults and children. *Optometry and Vision Science*, 89(8), 1172-1181. doi:10.1097/OPX.0b013e318264097b
- ✓ Kelly, D. H., & Savoie, R. E. (1973). A study of sine-wave contrast sensitivity by two psychophysical methods. *Perception & Psychophysics*, 14(2), 313-318.
- ✓ Kim, C. Y., Chung, S., Kim, T., Cho, Y. J., Yoon, G., & Seo, K. Y. (2007). Comparison of higher-order aberration and contrast sensitivity in monofocal and multifocal intraocular lenses. *Yonsei Med J*, 48(4), 627-633. <https://doi.org/10.3349/ymj.2007.48.4.627>
- ✓ Kimani, K., Vilanculos, A. J., Oye, J. E. 2011. Avaliação Rápida de Cegueira Evitável na Província de Nampula.

- ✓ Kingham, T. P., Alatise, O. I., Vanderpuye, V., Casper, C., Abantanga, F. A., Kamara, T. B., . . . Denny, L. (2013). Treatment of cancer in sub-saharan africa. *The Lancet Oncology*, *14*(4),158-167.
- ✓ Kirkpatrick, D. L., & Roggenkamp, J. R. (1985). Effects of soft contact lenses on contrast sensitivity. *American journal of optometry and physiological optics*, *62*(6), 407–412. <https://doi.org/10.1097/00006324-198506000-00009>.
- ✓ Kiser, A. K., Mladenovich, D., Eshraghi, F., Bourdeau, D., & Dagnelie, G. (2005). Reliability and consistency of visual acuity and contrast sensitivity measures in advanced eye disease. *Optometry and Vision Science : Official Publication of the American Academy of Optometry*, *82*(11), 946-954. doi:00006324-200511000-00008
- ✓ Kivela, T. (2009). the epidemiological challenge of the most frequent eye cancer: Retinoblastoma, an issue of birth and death. . *Br J Ophthalmol*, *93*, 1129-31.
- ✓ Klein J, Pierscionek BK, Lauritzen J, Derntl K, Grzybowski A, et al. (2015) The Effect of Cataract on Early Stage Glaucoma Detection Using Spatial and Temporal Contrast Sensitivity Tests. *PLOS ONE* *10*(6): e0128681. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0128681>
- ✓ Kleiner, R. C., Enger, C., Alexander, M. F., & Fine, S. L. (1988). Contrast sensitivity in age-related macular degeneration. *Archives of Ophthalmology*, *106*(1), 55-57. doi:10.1001/archophth.1988.01060130061028

- ✓ Kolb H, Fernandez E, Nelson R, editors. Webvision: The Organization of the Retina and Visual System [Internet]. Salt Lake City (UT): University of Utah Health Sciences Center; 1995. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK11530/>
- ✓ Kollbaum, P. S., Jansen, M. E., Kollbaum, E. J., & Bullimore, M. A. (2014). Validation of an iPad test of letter contrast sensitivity. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry*, 91(3), 291-296. doi:10.1097/OPX.0000000000000158
- ✓ Lanzagorta-Aresti, A., Palacios-Pozo, E., Taboada-Esteve, J. F., Hurtado, M., & Menezo, J. L. (2005). Sensibilidad al contraste en las lentes TECNIS Z-9000. *Archivos De La Sociedad Española De Oftalmología*, 80, 651-657.
- ✓ Lasa, M. S., Datiles, M. B., 3rd, Podgor, M. J., & Magno, B. V. (1992). Contrast and glare sensitivity. Association with the type and severity of the cataract. *Ophthalmology*, 99(7), 1045–1049
- ✓ Lee, D. C. (2020). Analysis of corneal real astigmatism and high order aberration changes that cause visual disturbances after lower eyelid epiblepharon repair surgery. *Scientific Reports*, 10(1), 7498. doi:10.1038/s41598-020-64386-6
- ✓ Lee, J. H., Agarwal, A., Mahendradas, P., Lee, C. S., Gupta, V., Pavesio, C. E., & Agrawal, R. (2017). Viral posterior uveitis. *Survey of Ophthalmology*, 62(4), 404-445. doi:<https://doi.org/10.1016/j.survophthal.2016.12.008>

- ✓ Lee, T. H., Baek, J., Lu, Z. L., & Mather, M. (2014). How arousal modulates the visual contrast sensitivity function. *Emotion (Washington, D.C.)*, *14*(5), 978-984. doi:10.1037/a0037047
- ✓ Leek, M. R. (2001). Adaptive procedures in psychophysical research. *Perception & Psychophysics*, *63*(8), 1279-1292. doi:10.3758/BF03194543
- ✓ Lesmes, L. A., Lu, Z., Baek, J., & Albright, T. D. (2010). Bayesian adaptive estimation of the contrast sensitivity function: The quick CSF method. *Journal of Vision*, *10*(3), 17. doi:10.1167/10.3.17
- ✓ Li, R., Polat, U., Makous, W., & Bavelier, D. (2009). Enhancing the contrast sensitivity function through action video game training. *Nature Neuroscience*, *12*(5), 549-551. doi:10.1038/nn.2296.
- ✓ Li, J., Tripathi, R. C., & Tripathi, B. J. (2008). Drug-induced ocular disorders. *Drug Safety*, *31*(2), 127-141. doi:10.2165/00002018-200831020-00003
- ✓ Liduma, S., & Krumina, G. (2017). Visual acuity and contrast sensitivity depending from keratoconus apex position. *Proceedings of the Latvian Academy of Sciences. Section B. Natural, Exact, and Applied Sciences.*, *71* doi:10.1515/prolas-2017-0058.
- ✓ Lin, L., van de Pol, C., Vilupuru, S., & Pepose, J. S. (2016). Contrast Sensitivity in Patients With Emmetropic Presbyopia Before and After Small-Aperture Inlay Implantation. *Journal of*

refractive surgery, 32(6), 386–393.

<https://doi.org/10.3928/1081597X-20160217-04>

- ✓ Liou, S., & Chiu, C. (2001). Myopia and contrast sensitivity function. *Null*, 22(2), 81-84. doi:10.1076/ceyr.22.2.81.5530
- ✓ López, Y. (2009). Importancia de la valoración de sensibilidad al contraste en la práctica optométrica. *Ciencia & Tecnología Para La Salud Visual Y Ocular*, 7(2), 99-114.
- ✓ Lopez, Y.L; (2003), Curva normal de sensibilidad al contraste (FACT) en niños entre 6 y 12 años en el Instituto de Investigaciones Optométricas. *Ciencia & Tecnología para la Salud Visual y Ocular*; [Dialnet]: Disponible: <https://dialnet.unirioja.es/ejemplar/434975>.
- ✓ Loshin, D. S., & White, J. (1984). Contrast sensitivity: The visual rehabilitation of the patient with macular degeneration. *Archives of Ophthalmology*, 102(9), 1303-1306. doi:10.1001/archopht.1984.01040031053022
- ✓ Loughman, J., Nxele, L., Faria, C., Thompson, S., Ramson, P., Chinanyi, F., & Naidoo, K. S. (2015). Rapid assessment of refractive error, presbyopia, and visual impairment and associated quality of life in nampula, mozambique.
- ✓ M. Princeton Nadler David Miller Daniel J. Nadler. (1990). *Glare and contrast sensitivity for clinicians*. Springer-Verlag New York: doi:10.1007/978-1-4612-3242-1
- ✓ McAnany, J. J., & Park, J. C. (2018). Reduced contrast sensitivity is associated with elevated equivalent intrinsic noise in type 2 diabetics who have mild or no

- retinopathy. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 59(6), 2652-2658. doi:10.1167/iovs.18-24151
- ✓ McCourt, M. E., Blakeslee, B., & Padmanabhan, G. (2013). Lighting direction and visual field modulate perceived intensity of illumination. *Frontiers in Psychology*, 4, Article 983. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2013.00983>
 - ✓ Makunyane, P., & Mathebula, S. (2016). Update on ocular toxicity of ethambutol. *African Vision and Eye Health*, 75(1), 4 pages. doi:<https://doi.org/10.4102/aveh.v75i1.353>
 - ✓ Mannis, M. J., Zadnik, K., Johnson, C. A., & Adams, C. (1987). Contrast sensitivity after penetrating keratoplasty. *Archives of Ophthalmology*, 105(9), 1220-1223. doi:10.1001/archopht.1987.01060090078032
 - ✓ Mannis, M. J., Zadnik, K., & Johnson, C. A. (1984). The effect of penetrating keratoplasty on contrast sensitivity in keratoconus. *Archives of Ophthalmology (Chicago, Ill.: 1960)*, 102(10), 1513-1516. doi:10.1001/archopht.1984.01040031233025.
 - ✓ Mäntyjärvi, M., & Laitinen, T. (2001). Normal values for the pelli-robson contrast sensitivity test1. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 27(2), 261-266. doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0886-3350\(00\)00562-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0886-3350(00)00562-9)
 - ✓ Manzanero, A.L. (2010); Procesos cognitivos en el reconocimiento de caras. En A.L. Manzanero, Memoria de Testigos ; Madrid; 131-146.

- ✓ Masaoka, K. (2019). Practical edge-based modulation transfer function measurement. *Optics Express*, 27(2), 1345-1352. doi:10.1364/OE.27.001345
- ✓ Martín Herranz, R., & Vecilla Antolinez, G. (2010). Manual de optometría. *Editorial Médica Panamericana, Madrid España*.
- ✓ Mecanismos de detección del contraste cromático y de luminancia en el sistema visual humano. (2001). *Anales De Psicología*, 17(2), 219.
- ✓ Mela, E. K., Gartaganis, S. P., & Koliopoulos, J. X. (1996). Contrast sensitivity function after cataract extraction and intraocular lens implantation. *Documenta Ophthalmologica*, 92(2), 79-91. doi:10.1007/BF02583280.
- ✓ Michael E. Sloane, Cynthia Owsley, and Cheryl A. Jackson, (1988), Aging and luminance-adaptation effects on spatial contrast sensitivity, *J. Opt. Soc. Am. A* 5, 2181-2190.
- ✓ Michelson, A. (1995). In Harvey B L. (Ed.), *Studies in optics*. New york: Dover publications.
- ✓ Midena, E., Degli Angeli, C., Blarzino, M. C., Valenti, M., & Segato, T. (1997). Macular function impairment in eyes with early age-related macular degeneration. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 38(2), 469-477.
- ✓ Montes-Mico, R., & Alio, J. L. (2003). Distance and near contrast sensitivity function after multifocal intraocular lens implantation. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 29(4), 703-711. doi:S0886335002016486.

- ✓ Montés-Micó, R., & Charman, W. N. (2001). Choice of spatial frequency for contrast sensitivity evaluation after corneal refractive surgery. *Journal of Refractive Surgery (Thorofare, N.J.: 1995)*, 17(6), 646-651.
- ✓ Mutlukan, E., Dhillon, B., Aspinall, P., & Cullen, J. F. (1992). Low contrast visual acuity changes in human immunodeficiency virus (HIV) infection. *Eye*, 6(1), 39-42. doi:10.1038/eye.1992.6
- ✓ Nadenau, M. J., Reichel, J., & Kunt, M. (2003). Wavelet-based color image compression: Exploiting the contrast sensitivity function. *IEEE Transactions on Image Processing*, 12(1), 58-70. doi:10.1109/TIP.2002.807358
- ✓ Nadler, M.P; Miller, D; Nadler, D.J; (1990), Glare and contrast sensitivity for clinicians; Springer; (1) 1-3.
- ✓ Naidoo, K., Gichuhi, S., Basáñez, M. G., Flaxman, S. R., Jonas, J. B., Keeffe, J., . . . Vision Loss Expert Group of the Global Burden of Disease Study. (2014). Prevalence and causes of vision loss in sub-saharan africa: 1990-2010. *The British Journal of Ophthalmology*, 98(5), 612-618. doi:10.1136/bjophthalmol-2013-304081.
- ✓ Navarro, R., Losada, M. A., & Pérez, M. (1990). CSFTEST: Un sistema informatizado para la medida de la función de sensibilidad al contraste. *Situación Actual De La Ceguera En España.Revisión Documental 11*, 4.
- ✓ Newsom, R. S. B., Ong, G. L., Jackson, T. L., Coldrick, I., Ripley, L. G., Fisher, M., & Casswell, A. G. (2000). Screening

for CMV retinitis using chromatic discrimination thresholds and achromatic contrast sensitivity. *Br J Ophthalmol*, 84(8), 877. doi:10.1136/bjo.84.8.877

- ✓ Nielsen, E., & Hjortdal, J. (2012). Visual acuity and contrast sensitivity after posterior lamellar keratoplasty. *Acta Ophthalmologica*, 90(8), 756-760. doi:<https://doi.org/10.1111/j.1755-3768.2011.02218.x>
- ✓ Noorlander, C., Koenderink, J. J., den Ouden, R. J., & Edens, B. W. (1983). Sensitivity to spatiotemporal colour contrast in the peripheral visual field. *Vision research*, 23(1), 1–11. [https://doi.org/10.1016/0042-6989\(83\)90035-4](https://doi.org/10.1016/0042-6989(83)90035-4).
- ✓ Oliveira, F. d., Silva, L. M. P., Muccioli, C., Soriano, E. S., Freitas, L. L., & Belfort Jr., R. (2004). Qualidade de vida de pacientes pseudofácicos submetidos à cirurgia de catarata com implante de lente intra-ocular acomodativa. *Arquivos Brasileiros De Oftalmologia*, 67, 469-474. <https://dx.doi.org/10.1590/S0004-27492004000300019>.
- ✓ Onal, S., Yenice, O., Cakir, S., & Temel, A. (2008). FACT contrast sensitivity as a diagnostic tool in glaucoma. *International Ophthalmology*, 28(6), 407-412. doi:10.1007/s10792-007-9169-z
- ✓ Ostadimoghaddam, H., Fotouhi, A., Hashemi, H., Yekta, A. A., Heravian, J., Abdolahinia, T., . . . Khabazkhoob, M. (2014). Normal range of cambridge low contrast test; a population based study. *Journal of Ophthalmic & Vision Research*, 9(1), 65-70. doi:JOVR-09-065

- ✓ Otálvaro, N., & Cañón, J. C. (1994). La sensibilidad visual al contraste en humanos como función de ciclos espacio-temporales de ondas sinusoidales. *Escritos Colombianos De Psicología*, 1(1), 53-63.
- ✓ Otiti-Sengeri, J., Colebunders, R., Kempen, J. H., Ronald, A., Sande, M., & Katabira, E. (2010). The prevalence and causes of visual loss among HIV-infected individuals in uganda. *JAIDS Journal of Acquired Immune Deficiency Syndromes*, 53(1) 95-101.
<https://doi.10.1097/qai.0b013e3181c313f0>
- ✓ Owsley C. (2003). Contrast sensitivity. *Ophthalmology clinics of North America*, 16(2), 171–177.
[https://doi.org/10.1016/s0896-1549\(03\)00003-8](https://doi.org/10.1016/s0896-1549(03)00003-8).
- ✓ Owsley, C., Sekuler, R., & Siemsen, D. (1983). Contrast sensitivity throughout adulthood. *Vision Research*, 23(7), 689-699.
- ✓ Pathai S, Lawn SD, Weiss HA, Cook C, Bekker L-G, Gilbert CE (2013) Retinal Nerve Fibre Layer Thickness and Contrast Sensitivity in HIV-Infected Individuals in South Africa: A Case-Control Study. *PLoS ONE* 8(9): e73694.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0073694>
- ✓ Pelli, D. G., & Bex, P. (2013). Measuring contrast sensitivity. *Vision Research; Testing Vision: From Laboratory Psychophysical Tests to Clinical Evaluation*, 90, 10-14.
doi:<https://doi.org/10.1016/j.visres.2013.04.015>

- ✓ Pelli, D. G., & Robson, J. G. (1988). The design of a new letter chart for measuring contrast sensitivity. Paper presented at the *Clinical Vision Sciences*, 2(3), 187-199.
- ✓ Pérez-Blázquez, E., Redondo, M. I., & Gracia, T. (2008). Sida y oftalmología: Una visión actual. *Anales Del Sistema Sanitario De Navarra*, 31, 69-81.
- ✓ Pérez-Santonja, J. J., Sakla, H. F., & Alió, J. L. (1998). Contrast sensitivity after laser in situ keratomileusis. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 24(2) [https://doi.org/10.1016/S0886-3350\(98\)80198-3](https://doi.org/10.1016/S0886-3350(98)80198-3).
- ✓ Pesudovs, K., Hazel, C. A., Doran, R. M. L., & Elliott, D. B. (2004). The usefulness of vistech and FACT contrast sensitivity charts for cataract and refractive surgery outcomes research. *Br J Ophthalmol*, 88(1), 11. doi:10.1136/bjo.88.1.11
- ✓ Pesudovs, K., Schoneveld, P., Seto, R. J., & Coster, D. J. (2004). Contrast and glare testing in keratoconus and after penetrating keratoplasty. *Br J Ophthalmol*, 88(5), 653. doi:10.1136/bjo.2003.027029
- ✓ Piñeros, S., Oscar E, Salamanca Libreros, O. F., & Amaya, c. (2014). Descripción de la función de sensibilidad al contraste en pacientes miopes e hipermetropes. *Revista Sociedad Colombiana De Oftalmología*, 47(3), 232-240.
- ✓ Plainis, S., & Murray, I. J. (2005). Magnocellular channel subserves the human contrast-sensitivity function. *Perception*, 34(8), 933-940. doi:10.1068/p5451

- ✓ Plant, G. T., & Hess, R. F. (1985). Temporal frequency discrimination in optic neuritis and multiple sclerosis. *Brain*, 108(3), 647-676. doi:10.1093/brain/108.3.647
- ✓ Polat, U. (2009). Making perceptual learning practical to improve visual functions. *Vision Research; Perceptual Learning*, 49(21), 2566-2573. doi:<https://doi.org/10.1016/j.visres.2009.06.005>
- ✓ Pomerance, G. N., & Evans, D. W. (1994). Test-retest reliability of the CSV-1000 contrast test and its relationship to glaucoma therapy. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 35(9), 3357-3361.
- ✓ Puell Marín, M. C., Romero Martín, M., & Domínguez Carmona, M. (1998). Influencia del consumo de tabaco y cafeína sobre la sensibilidad al contraste de adultos jóvenes. *Archivos De La Sociedad Española De Oftalmología*, 73(5), 269-274.
- ✓ Purves D, Augustine GJ, Fitzpatrick D. (2004). In Purves D, Augustine GJ, Fitzpatrick D (Ed.), *Neuroscience* (3rd ed.). Sunderland (MA): Sinauer Associates.
- ✓ Rabin, J., & Wicks, J. (1996). Measuring resolution in the contrast domain: The small letter contrast test. *Optometry and Vision Science : Official Publication of the American Academy of Optometry*, 73(6), 398-403.
- ✓ Ravalico, G., Baccara, F., & Rinaldi, G. (1993). Contrast sensitivity in multifocal intraocular lenses. *Journal of Cataract*

& *Refractive Surgery*, 19(1) 22–25.

[https://doi.org/10.1016/s0886-3350\(13\)80274-x](https://doi.org/10.1016/s0886-3350(13)80274-x)

- ✓ Reeves, B. C., Wood, J. M., & Hill, A. R. (1991). Vistech VCTS 6500 charts--within- and between-session reliability. *Optometry and Vision Science : Official Publication of the American Academy of Optometry*, 68(9), 728-737. doi:10.1097/00006324-199109000-00010
- ✓ Regan, D., & Neima, D. (1983). Low-contrast letter charts as a test of visual function. *Ophthalmology*, 90(10), 1192-1200. doi:[https://doi.org/10.1016/S0161-6420\(83\)34407-9](https://doi.org/10.1016/S0161-6420(83)34407-9)
- ✓ Regan, D., Bartol, S., Murray, T. J., & Beverley, K. I. (1982). Spatial frequency discrimination in normal vision and in patients with multiple sclerosis. *Brain*, 105(4), 735-754. doi:10.1093/brain/105.4.735
- ✓ Remington, L. A. (2012). Chapter 13 - visual pathway. In L. A. Remington (Ed.), *Clinical anatomy and physiology of the visual system (third edition)* (pp. 233-252). Saint Louis: Butterworth-Heinemann. doi:<https://doi.org/10.1016/B978-1-4377-1926-0.10013-X>
- ✓ Richman, J., Lorenzana, L. L., Lankaranian, D., Dugar, J., Mayer, J., Wizov, S. S., & Spaeth, G. L. (2010). Importance of visual acuity and contrast sensitivity in patients with glaucoma. *Archives of Ophthalmology*, 128(12), 1576-1582. doi:10.1001/archophthalmol.2010.275
- ✓ Robson, J. G., & Graham, N. (1981). Probability summation and regional variation in contrast sensitivity across the visual

field. *Vision Research*, 21(3), 409-418.
doi:[https://doi.org/10.1016/0042-6989\(81\)90169-3](https://doi.org/10.1016/0042-6989(81)90169-3)

- ✓ Roda Marzal, V. (2012). *Sensibilidad al contraste cromático y acromático en pacientes de cataratas debidas a la edad clasificadas por el método LOCSIII* (Ph.D.). Available from ProQuest Dissertations & Theses A&I. (1528129678). Retrieved from <http://search.proquest.com/docview/1528129678?accountid=14777>
- ✓ Rodríguez-Vallejo, M., Remón, L., Monsoriu, J. A., & Furlan, W. D. (2015). Designing a new test for contrast sensitivity function measurement with iPad. *Journal of Optometry*, 8(2), 101-108. doi:<https://doi.org/10.1016/j.optom.2014.06.003>
- ✓ Roh M, Selivanova A, Shin HJ, Miller JW, Jackson ML (2018) Visual acuity and contrast sensitivity are two important factors affecting vision-related quality of life in advanced age-related macular degeneration. *PLoS ONE* 13(5): e0196481. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0196481>.
- ✓ Rolando, M., Iester, M., Macrí, A., & Calabria, G. (1998). Low spatial-contrast sensitivity in dry eyes. *Cornea*, 17(4), 376–379. <https://doi.org/10.1097/00003226-199807000-00006>
- ✓ Ross, J. E., Clarke, D. D., & Bron, A. J. (1985). Effect of age on contrast sensitivity function: Uniocular and binocular findings. *Br J Ophthalmol*, 69(1), 51. doi:10.1136/bjo.69.1.51

- ✓ Ross, J. E., Bron, A. J., & Clarke, D. D. (1984). Contrast sensitivity and visual disability in chronic simple glaucoma. *Br J Ophthalmol*, 68(11), 821. doi:10.1136/bjo.68.11.821
- ✓ Rosas, J. M.M.(sf) snellen contra sensibilidad al contraste; cuánto es en realidad 20/20 de la función visual. *Extraído El 24 De Marzo De 2011 Disponible En Http://Sapiens.Ya.Com/Eninteredvisual/Ftp/Sensibilidad_al_contraste.Pdf*.
- ✓ Rovamo, J., Franssila, R., & Nasanen, R. (1992). Contrast sensitivity as a function of spatial frequency, viewing distance and eccentricity with and without spatial noise. *Vision Research*, 32(4), 631-637. doi:0042-6989(92)90179-M.
- ✓ Ruamviboonsuk, P., Sudsakorn, N., Somkijrunroj, T., Engkagul, C., & Tiensuwan, M. (2012). Reliability of visual acuity measurements taken with a notebook and a tablet computer in participants who were illiterate to roman characters. *Journal of the Medical Association of Thailand = Chotmai het Thangphaet*, 95 Suppl 3, 109.
- ✓ Rubin, G. S., Adamsons, I. A., & Stark, W. J. (1993). Comparison of acuity, contrast sensitivity, and disability glare before and after cataract surgery. *Archives of Ophthalmology*, 111(1), 56-61. doi:10.1001/archophth.1993.01090010060027
- ✓ Rucker, J. C., Sheliga, B. M., FitzGibbon, E. J., Miles, F. A., & Leigh, R. J. (2006). Contrast sensitivity, first-order motion and initial ocular following in demyelinating optic

neuropathy. *Journal of Neurology*, 253(9), 1203-1209.
doi:10.1007/s00415-006-0200-5

- ✓ Sahu, D., Namperumalsamy, P., Walimbe, P., & Rajalakshmi, C. (1999), Ocular manifestations of HIV infection/AIDS in south indian patients. *Indian J Ophthalmol*, (2), 79.-85.
- ✓ Salmon, J. F., Carmichael, T. R., & Welsh, N. H. (1987). Use of contrast sensitivity measurement in the detection of subclinical ethambutol toxic optic neuropathy. *Br J Ophthalmol*, 71(3), 192. doi:10.1136/bjo.71.3.192
- ✓ Salomão, S. R., & Ventura, D. F. (1995). Large sample population age norms for visual acuities obtained with vistech-teller acuity cards. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 36(3), 657-670.
- ✓ Sánchez Ramos, C., Marín, P., Pérez Carrasco, M. J., Langa Moraga, A., & Benítez del Castillo, J M. (2003). Nuevo instrumento para medir la sensibilidad al contraste sin y con deslumbramiento. *Archivos De La Sociedad Española De Oftalmología*, 78(6), 331-333.
- ✓ Santaella, R. M., & Fraunfelder, F. W. (2007). Ocular adverse effects associated with systemic medications. *Drugs*, 67(1), 75-93. doi:10.2165/00003495-200767010-00006
- ✓ Santos, L. F. A. (2012). Construção e validação de um interferómetro visual.
- ✓ Savini, G., Calossi, A., Schiano-Lomoriello, D., & Barboni, P. (2019). Precision and normative values of a new computerized

chart for contrast sensitivity testing. *Scientific Reports*, 9(1), 16537. doi:10.1038/s41598-019-52987-9

- ✓ Schilling, T., Ohlendorf, A., Leube, A., & Wahl, S. (2017). TuebingenCSTest – a useful method to assess the contrast sensitivity function. *Biomedical Optics Express*, 8(3), 1477-1487. doi:10.1364/BOE.8.001477
- ✓ Scialfa, C. T., Kline, D. W., & Wood, P. K. (2002). Structural modeling of contrast sensitivity in adulthood. *Journal of the Optical Society of America A*, 19(1), 158-165. doi:10.1364/JOSAA.19.000158
- ✓ Sekuler, R., & Owsley, C. (1983). Visual manifestations of biological aging. *Experimental aging research*, 9(4), 253–255. <https://doi.org/10.1080/03610738308258460>.
- ✓ Selcuk, K, Baran, G, Ismail, E, Sedat, A, Omer, K, Hasan Ali, T, & ArzuTaskiran, C, (2016). Repeatability of contrast sensitivity testing in patients with age-related macular degeneration, glaucoma, and cataract. *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia*, 79(5), 323-327. <https://doi.org/10.5935/0004-2749.20160092>.
- ✓ Serrano, A. P., Benítez, J. T. C., & Fonseca, R. D. C. S. (2006). Fototransducción visual. *Revista Mexicana de Oftalmología*, 80(6), 340-346.
- ✓ Sia, D.I.T., Martin, S., Wittert, G. and Casson, R.J. (2013), Age-related change in contrast sensitivity among Australian male adults: Florey Adult Male Ageing Study. *Acta*

Ophthalmologica, 91: 312-317. doi:[10.1111/j.1755-3768.2011.02379.x](https://doi.org/10.1111/j.1755-3768.2011.02379.x)

- ✓ Shandiz, J. H., Derakhshan, A., Daneshyar, A., Azimi, A., Moghaddam, H. O., Yekta, A. A., Yazdi, S. H., & Esmaily, H. (2011). Effect of cataract type and severity on visual acuity and contrast sensitivity. *Journal of ophthalmic & vision research*, 6(1), 26–31.
- ✓ Sharma, P., & Sharma, R. (2011). Toxic optic neuropathy. *Indian journal of ophthalmology*, 59(2), 137–141. <https://doi.org/10.4103/0301-4738.77035>.
- ✓ Silveira, L. C. L., Heywood, C. A., & Cowey, A. (1987). Contrast sensitivity and visual acuity of the pigmented rat determined electrophysiologically. *Vision Research*, 27(10), 1719-1731.
- ✓ Silverstein, L. D. (1996). Foundations of vision, by brian A. wandell, sinauer associates, inc., sunderland, *Color Research & Application*, 21(2), 142-144. doi:<https://doi.org/10.1002/col.5080210213>
- ✓ Sloane, M. E., Owsley, C., & Jackson, C. A. (1988). Aging and luminance-adaptation effects on spatial contrast sensitivity. *Journal of the Optical Society of America A*, 5(12), 2181-2190. doi:10.1364/JOSAA.5.002181
- ✓ Smith, G., Cox, M. J., Calver, R., & Garner, L. F. (2001). The spherical aberration of the crystalline lens of the human eye. *Vision Research*, 41(2), 235-243. doi:[https://doi.org/10.1016/S0042-6989\(00\)00206-6](https://doi.org/10.1016/S0042-6989(00)00206-6)

- ✓ Sokol, S., Moskowitz, A., Skarf, B., Evans, R., Molitch, M., & Senior, B. (1985). Contrast sensitivity in diabetics with and without background retinopathy. *Archives of Ophthalmology*, 103(1), 51-54. doi:10.1001/archopht.1985.01050010055018
- ✓ Solís-Castillo, A., Ramírez-Ponce, L. A., Valdez-González, T., Seijo, E., Voorduin-Ramos, S., & López-Star, E. M. (2011). Funciones visuales en portadores del virus de inmunodeficiencia humana. *Archivos De La Sociedad Española De Oftalmología*, 86, 103-106.
- ✓ Stewart, M. W. (2017). Ophthalmologic disease in HIV infection: Recent changes in pathophysiology and treatment. *Current Infectious Disease Reports*, 19(12), 47. doi:10.1007/s11908-017-0602-9
- ✓ Stifter, E., Sacu, S., Thaler, A., & Weghaupt, H. (2006). Contrast acuity in cataracts of different morphology and association to self-reported visual function. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 47(12), 5412-5422. doi:10.1167/iovs.05-1564
- ✓ Stoimenova, B. D. (2007). The effect of myopia on contrast thresholds. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 48(5), 2371-2374. doi:10.1167/iovs.05-1377
- ✓ Taberero, J., Benito, A., Alcón, E., & Artal, P. (2007). Mechanism of compensation of aberrations in the human eye. *Journal of the Optical Society of America A*, 24(10), 3274-3283. doi:10.1364/JOSAA.24.003274

- ✓ Tahir, H. J., Murray, I. J., Parry, N. R., & Aslam, T. M. (2014). Optimisation and assessment of three modern touch screen tablet computers for clinical vision testing. *PloS One*, 9(4), e95074. doi:10.1371/journal.pone.0095074
- ✓ Tan, D. T. H., & Fong, A. (2008). Efficacy of neural vision therapy to enhance contrast sensitivity function and visual acuity in low myopia. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 34(4) 570–577. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2007.11.052>.
- ✓ Tenorio, G., Hernández Carmona, S., & Robles, A. (1998). La prueba de sensibilidad de contraste y el campo visual central en el diagnóstico de retinopatía por cloroquina. *Rev.Méd.Hosp.Gen.Méx*, 61(3), 140-146.
- ✓ Thayaparan, K., Crossland, M. D., & Rubin, G. S. (2007). Clinical assessment of two new contrast sensitivity charts. *The British Journal of Ophthalmology*, 91(6), 749-752. doi:bjo.2006.109280
- ✓ Thibos, L. N., & Bradley, A. (1992). Use of interferometric visual stimulators in optometry. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 12(2), 206-208. doi:10.1111/j.1475-1313.1992.tb00291.x
- ✓ Tomlinson, A., & Caroline, P. (1988). Effect of radial keratotomy on the contrast sensitivity function. *Optometry and Vision Science*, 65(10),803–808. <https://doi.org/10.1097/00006324-198810000-00004>

- ✓ Trobe, J; Beck, R. W; Moke, P. S; & Cleary, P. A. (1996). Contrast sensitivity and other vision tests in the optic neuritis treatment trial. *American Journal of Ophthalmology*, 121(5), 547-553. doi:[https://doi.org/10.1016/S0002-9394\(14\)75429-7](https://doi.org/10.1016/S0002-9394(14)75429-7)
- ✓ Trueb, P. R., Albach, C., Montés-Micó, R., & Ferrer-Blasco, T. (2009). Visual acuity and contrast sensitivity in eyes implanted with aspheric and spherical intraocular lenses. *Ophthalmology*, 116(5), 890-895. doi:<https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2008.12.002>
- ✓ Tsyrenzhapova, E. & Rozanova, O. & Seliverstova, N. (2019). Analysis of Optical Properties of Posterior Surface of Cornea in Patients after Anterior Radial Keratotomy. *Acta Biomedica Scientifica*. 4. 24-29. <https://doi.org/10.29413/ABS.2019-4.4.3>
- ✓ Tulunay-Keesey, U., Ver Hoeve, J. N., & Terkla-McGrane, C. (1988). Threshold and suprathreshold spatiotemporal response throughout adulthood. *Journal of the Optical Society of America A*, 5(12), 2191-2200. doi:10.1364/JOSAA.5.002191
- ✓ Turnidge, J., & Paterson, D. L. (2007). Setting and revising antibacterial susceptibility breakpoints. *Clinical Microbiology Reviews*, 20(3), 391. doi:10.1128/CMR.00047-06
- ✓ Tyler, C. W. (1997). Colour bit-stealing to enhance the luminance resolution of digital displays on a single pixel basis, *Spatial Vision*, 10(4), 369-377. doi: <https://doi.org/10.1163/156856897X00294>
- ✓ Tyler, C. W., Chan, H., Liu, L., McBride, B., & Kontsevich, L. L. (1992). Bit stealing: How to get 1786 or more gray levels

from an 8-bit color monitor. Paper presented at the ,
1666 doi:10.1117/12.135981

- ✓ Tzelikis, P. F., Akaishi, L., Trindade, F. C., & Boteon, J. E. (2007). Ocular aberrations and contrast sensitivity after cataract surgery with AcrySof IQ intraocular lens implantation: Clinical comparative study. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 33(11) 1918–1924. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2007.06.053>.
- ✓ Van Nes, F. L., Koenderink, J. J., Nas, H., & Bouman, M. A. (1967). Spatiotemporal modulation transfer in the human eye. *Journal of the Optical Society of America*, 57(9), 1082-1088. doi:10.1364/JOSA.57.001082
- ✓ Vázquez, M., & Güell, J. L. (2001). Exploraciones especiales en la alta miopía: Sensibilidad al contraste en cirugía refractiva. *En: Corrección Quirúrgica De La Alta Miopía. Menezos JL, Güell JL. Barcelona. Espaxs*
- ✓ Vivekanand, U., & Kamath, Y. S. (2019). A comparison of the contrast sensitivity function between age-matched phakic emmetropes and pseudophakic individuals with aspheric intraocular lenses. *Taiwan journal of ophthalmology*, 9(1), 33–36. doi:10.4103/tjo.tjo_122_17
- ✓ Wachler, B. S. B., Durrie, D. S., Assil, K. K., & Krueger, R. R. (1999). Role of clearance and treatment zones in contrast sensitivity: Significance in refractive surgery. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 25(1) doi: 10.1016/S0886-3350(99)80006-6

- ✓ Wachler, B. S., & Krueger, R. R. (1998). Normalized contrast sensitivity values. *Journal of Refractive Surgery (Thorofare, N.J.: 1995)*, 14(4), 463-466.
- ✓ Wandell, B.A. (1995), *Foundations of Vision*; Sinauer Associates, Inc. Accessed at [https://foundationsofvision.stanford.edu/chapter-5-the-retinal-representation](https://foundationsofvision.stanford.edu/chapter-5-the-retinal-representation/#centersurround) /#centersurround on 03/05/2019.
- ✓ Watson, A. B., Ahumada, A. J, (2005). A standard model for foveal detection of spatial contrast. *Journal of vision*, 5(9), 717–740. <https://doi.org/10.1167/5.9.6>
- ✓ Watson A. B. (2000). Visual detection of spatial contrast patterns: evaluation of five simple models. *Optics express*, 6(1), 12–33. <https://doi.org/10.1364/oe.6.000012>
- ✓ Wei, R. H., Khor, W., Lim, L., & Tan, D. T. H. (2011). Contact lens characteristics and contrast sensitivity of patients with keratoconus. *Eye & Contact Lens*, 37(5) 307–311. <https://doi.org/10.1097/ICL.0b013e3182254e7d>
- ✓ Williams, C. S., & Becklund, O. A. (2002). *Introduction to the optical transfer function*. Bellingham, Washington: Spie Press (PM 112). doi:<https://doi.org/10.1117/3.2265056>
- ✓ Woung, L., Jou, J., & Liaw, S. (1995). Visual function in recovered ethambutol optic neuropathy. *Journal of Ocular Pharmacology and Therapeutics*, 11(3), 411-419. doi:10.1089/jop.1995.11.411

- ✓ World Health Organization, Global Data visual Impairments, 2013, WHO/NMH/PBD/12.01, Plan WHO Blindness 2014-2019, Disponible en www.who.org. consultado 12 junio 2018.
- ✓ Wu, D., Zhang, P., Li, C., Liu, N., Jia, W., Chen, G., . . . Xiao, W. (2020). Perceptual learning at higher trained cutoff spatial frequencies induces larger visual improvements. *Frontiers in Psychology, 11*, 265.
- ✓ Yamane, R. (1990). *Semiologia ocular* Cultura Médica.
- ✓ Yang, B., Liang, B., Liu, L., Liao, M., Li, Q., Dai, Y., . . . Zhou, Y. (2014). Contrast sensitivity function after correcting residual wavefront aberrations during RGP lens wear. *Optometry and Vision Science : Official Publication of the American Academy of Optometry, 91*(10), 1271-1277.
doi:10.1097/OPX.0000000000000253
- ✓ Youn J.K (김연진), & Kim, Hong-Suk. (2010). Spatial Luminance Contrast Sensitivity: Effects of Surround. *Journal of the Optical Society of Korea, 14*(2), 152–162.
<https://doi.org/10.3807/JOSK.2010.14.2.152>
- ✓ Yu, A., Wang, Q., Sun, J., Xue, A., Zhu, S., Wang, S., & Li, J. (2009). Spherical aberration after implantation of an aspheric versus a spherical intraocular lens in high myopia. *Clinical & Experimental Ophthalmology, 37*(6), 558-565.
doi:<https://doi.org/10.1111/j.1442-9071.2009.02096.x>
- ✓ Zadnik, K., Mannis, M. J., Johnson, C. A., & Rich, D. (1987). Rapid contrast sensitivity assessment in keratoconus. *American*

journal of optometry and physiological optics, 64(9), 693–697.
<https://doi.org/10.1097/00006324-198709000-00008>.

- ✓ Zhang, Z. T., Zhang, S. C., Huang, X. G., & Liang, L. Y. (2013). A pilot trial of the iPad tablet computer as a portable device for visual acuity testing. *Journal of Telemedicine and Telecare*, 19(1), 55-59. doi:10.1177/1357633X12474964
- ✓ Zoumalan, C. I., Agarwal, M., & Sadun, A. A. (2005). Optical coherence tomography can measure axonal loss in patients with ethambutol-induced optic neuropathy. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 243(5), 410-416. doi:10.1007/s00417-004-1053-1

8. ANEXOS

8.1 ANEXO 1: CARTA APROBACION COMITÉ INSTITUCINAL DE BIOETICA (CIBSUL).



UNIVERSIDADE LÚRIO
Comité Institucional de Bioética para Saúde da universidade Lúrio (CIBSUL)
Bairro Marrere, Rua 4250, Km 2,3
Nampula - Moçambique

A Senhora Investigadora Principal
Silvia Marcela Escobar Duran

Ref: 12 /CIBSUL/17

Data 27 de Abril de 2017

Assunto: Parecer sobre o Protocolo intitulado *“Avaliação da resposta da função da sensibilidade ao contraste por meio de um computador na população da Cidade de Nampula durante o ano 2016 - 2017”*.

Reunido no seu terceiro encontro ordinário no dia 27 de Abril de 2017, o Comité Institucional de Bioética para Saúde da Universidade Lúrio (CIBSUL), analisou a carta de correção das recomendações feitas no encontro do dia 27 de Outubro de 2016 do projecto acima referido.

Sobre o mesmo o CIBSUL informa que a investigadora corrigiu as recomendações feitas na última revisão e, que seu protocolo foi aprovado, será submetido um exemplar físico e formato digital em *PDF* da versão corrigida para homologação ao Comité Nacional de Bioética para Saúde (CNBS).

A presente aprovação tem uma duração de um ano a partir da data da assinatura e o pedido da sua renovação faz-se três meses antes do término da validade. A aprovação ética não substitua aprovação administrativa.

Por uma investigação de qualidade, eficiência e responsabilidade

Atenciosamente

M^{sc} Marena Abdoulaye

Campus Marrere; Telefone: +258 26 21 8365; Cell: + 258 844259713; C.Postal. 364; Fax: +258 26 21 82 83; NPL-Moçambique

8.2 ANEXO 2: HOJA DE INFORMACIÓN AL PACIENTE

La SC está definida como la capacidad de discriminar entre lo claro y lo oscuro en dos áreas adyacentes; Medir la sensibilidad al contraste no solo nos permite saber el desempeño visual de cada persona, también nos ayuda en la detección y monitorización de patologías oculares de segmento anterior y posterior; Este estudio tiene como objetivo evaluar la respuesta de la función de sensibilidad al contraste por medio de un test psicofísico computarizado en personas de la ciudad de Nampula durante los años 2016-2018.

Indicaciones:

- El paciente cómodamente sentado en una silla situada a 60 cm de distancia donde se encuentra el computador con el test de SC.
- Realizamos una exploración rápida de la historia clínica previa realizada antes del test de SC, con mejor corrección óptica.
- Le explicamos al paciente el procedimiento del examen
- Este examen es no invasivo, su realización no pasa de 20 minutos para su ejecución ya que se deben tomar dos medidas por cada ojo.
- El examen es realizado monocularmente, comenzando por el ojo derecho y luego con el ojo izquierdo.
- El examen será efectuado en una sola visita.

Contacto en caso de cualquier pregunta o mayor información.

Silvia Marcela Escobar Duran, contacto: +258821863522, sescobar@unilurio.ac.mz.

8.3 ANEXO 3: TERMINO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO AL PARTICIPANTE

Su inclusión en el estudio será realizada mediante su aceptación voluntaria a través de su firma en el consentimiento escrito.

Informamos que su identidad no será relacionada con la información obtenida y que será utilizada exclusivamente para fines del estudio e intervención en salud. Igualmente informamos que puede desistir en cualquier momento del estudio sin represalias por desistir.

Yo _____, declaro estar debidamente informado sobre la realización del estudio de la función de sensibilidad al contraste por medio de un test computarizado realizado en _____, teniendo consentimiento para participar. Y también declaro que asumo todas las respuestas dadas como verdaderas en mi honra.

Nampula, _____ de _____, de 20__

Firma

Investigador

paciente

8.4 ANEXO 4: HISTORIA CLINICA OPTOMETRIA

Patient record card	
Notes / Observations	Name: _____
	Address: _____
	Postal code: _____ City: _____
	Tel. Home: _____ Work: _____
	Place of birth: _____ Date of birth: _____
	General practitioner: _____ Fleet: _____
	Occupation: _____ Date: _____
Age, Race, Gender: _____ Reason for visit: _____	

Personal Ocular History (Refract): _____	Ocular Symptoms : _____
_____	_____
_____	_____
_____	_____
_____	_____
_____	_____
Personal Ocular History (Health): _____	Personal General Health History (Past and present): _____
_____	_____
_____	_____
_____	_____
_____	_____
Date of last eye exam: _____	Date of last medical exam: _____
Who/Where: _____	Who/Where: _____
_____	_____
Family Ocular History: _____	General Family History (Past and present): _____
_____	_____
_____	_____
_____	_____
_____	_____
Medication, dosage, frequency, condition: _____	Allergies (Medicine, General): _____
_____	_____
_____	_____
_____	_____

<u>VA</u>		<u>(-) Rx</u>		<u>(-) Rx</u>		<u>PH</u>		<u>(+) Rx CL</u>		<u>CL Status (SLE)</u>	
		Distance	Near	Distance	Near	Distance	Distance	Distance	Near		
OD	_____	_____	_____	OD	_____	_____	_____	OD	_____	_____	
OS	_____	_____	_____	OS	_____	_____	_____	OS	_____	_____	
OU	_____	_____	_____	OU	_____	_____	_____	OU	_____	_____	

<u>AA (Donders)</u>	<u>Colour Vision</u>	<u>Stereopsis</u>	<u>NPC (cm)</u>	<u>Versions</u>	<u>PD (mm) (D/R)</u>
OD OS	OD OS	*			
OU	Test:	Test:	(R) (L) / OD OS ut		

<u>CF</u>	<u>CF</u>	<u>Fixes</u>
(D) cc / sc _____	OD _____	E R R () MG
(N) cc / sc _____	OS _____	
		<u>Pupil Diam</u> <u>Div/Flght</u> <u>Time:</u>

<u>Keratometry</u>	OD _____ @ _____ D Miles _____
	OS _____ @ _____ D Miles _____
<u>Objective</u>	OD _____ VA _____
	OS _____ VA _____
<u>Subjective</u>	OD _____ VA _____
	OS _____ VA _____
	Phoropter Trial frame OOS _____

<u>Distance</u>	OD _____ @ _____ OS _____ @ _____
	_____ @ _____ _____ @ _____
	Complimentary tests:

<u>Distance</u>	Phorias (H) _____ Maddox VG
	Vergences (H) BI _____ / / BO _____ / /
	Phorias (V) _____ Maddox VG
	Vergences (V) BU _{OD} _____ / BD _{OD} _____ /

<u>Near</u>			
Tentative Add	OD _____	NRA _____	Balanced Add: _____
Age (Kyl) AA	OS _____	PRA _____	_____

<u>Near</u>	Phorias (H) _____ Maddox VG
	Vergences (H) BI _____ / / BO _____ / /
	Phorias (V) _____ Maddox VG
	Vergences (V) BU _{OD} _____ / BD _{OD} _____ /

Tnl	<input type="checkbox"/> As per subjective Rx		
Final	OD _____	V ADD D V	WD _____ cm
Rx	OS _____	A ADD D V	Ran tot cm
		V ADD D V	SP _____
	Remarks: _____		

OD
Slit Lamp Examination
OS



Eyelids

Conjunctive

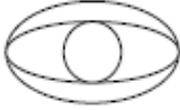
Cornea

Tear Film

Iris

Lens

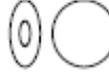
Anterior chamber





T N AC Angle (VH) T N

Photo



T OD / / = mmHg

OS / / = mmHg

Rx gtt @ :

WCI Tell Pt not to rub eyes for next 30 min

WCV

DO Photo OD OS

MO

SO

VOLV



┌ └

Funduscopy

Undilated Dilated with

 gtt % @ :

 gtt % @ :

Pt informed of potential side-effects of medication

Cup/Disk (VH)

Neuro Retinal Rim

IBNT rule

AV Crossings

Venous Pulse

Lamina Cribrosa

HR AS Blood pressure HR AS

Macula

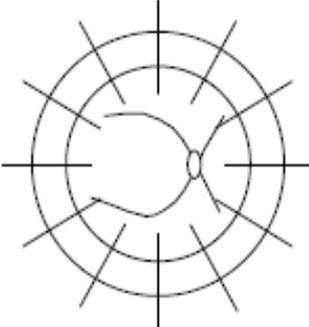
Foveal Reflex

C.Vitreum

Periflex

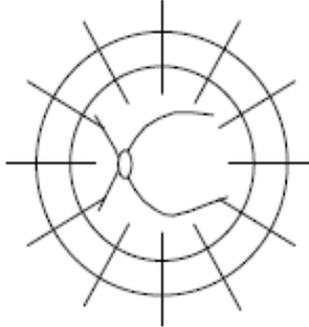


┌ └



C.Vitreum

Periflex



Final Rx

	Add	Type	PD (cm)	Ptzon	Material	Seg. Ht	B.C	Tint/AR
OD			/ mm	Δ		mm	D	
OS			/ mm	Δ		mm	D	

Rx prescribed: Fulltime Distance Near PRN

Final Rx

	Add	Soft	PD	Ptzon	Material	Seg. Ht	B.C	Tint/AR
OD			/ mm	Δ		mm	D	
OS			/ mm	Δ		mm	D	

Rx prescribed: Fulltime Distance Near PRN Special instructions:

8.5 ANEXO 5: HISTORIA CLÍNICA PARA MEDIR LA CSF CREADA Y VALIDADA PARA EL ESTUDIO

HISTORIA CLINICA ESTUDIO EVALUACION FSC									
LUGAR:						FECHA			
NOMBRE:					EDAD		GENERO:		
OBS: (en este espacio se colocó los tratamientos médicos y otros tests clínicos como en el caso de pacientes con tuberculosis o HIV, datos del LIO.)									
USUARIO GAFAS: SI ____ NO ____									
AV SC	VL	FE	VP	AV CC	VL	VP	BIOMICROSCOPIA		
OD				OD			OD		
OE				OE					
AO				AO					
OFTALMOSCOPIA	OD			OE			OE		
RETINOSCOPIA	ESFERA	CYL/EIXO	AV	RX FINAL	ESFERA	CYL	EIXO	AV	
OD				OD					
OE				OE					
FSC PELLI ROBSON						DIAGNOSTICOS			
OD								OD	
REPETIÇÃO									
OE								OE	
REPETIÇÃO									
INVESTIGADOR					ALUNO:				

