

LA PROYECCIÓN MACULAR, UN NUEVO MÉTODO PARA DETERMINAR LA AGUDEZA VISUAL POTENCIAL

Fernando Avelino Rodríguez Mier

Dipòsit legal: Gi. 991-2014

<http://hdl.handle.net/10803/134734>

ADVERTIMENT. L'accés als continguts d'aquesta tesi doctoral i la seva utilització ha de respectar els drets de la persona autora. Pot ser utilitzada per a consulta o estudi personal, així com en activitats o materials d'investigació i docència en els termes establerts a l'art. 32 del Text Refós de la Llei de Propietat Intel·lectual (RDL 1/1996). Per altres utilitzacions es requereix l'autorització prèvia i expressa de la persona autora. En qualsevol cas, en la utilització dels seus continguts caldrà indicar de forma clara el nom i cognoms de la persona autora i el títol de la tesi doctoral. No s'autoritza la seva reproducció o altres formes d'explotació efectuades amb finalitats de lucre ni la seva comunicació pública des d'un lloc aliè al servei TDX. Tampoc s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant als continguts de la tesi com als seus resums i índexs.

ADVERTENCIA. El acceso a los contenidos de esta tesis doctoral y su utilización debe respetar los derechos de la persona autora. Puede ser utilizada para consulta o estudio personal, así como en actividades o materiales de investigación y docencia en los términos establecidos en el art. 32 del Texto Refundido de la Ley de Propiedad Intelectual (RDL 1/1996). Para otros usos se requiere la autorización previa y expresa de la persona autora. En cualquier caso, en la utilización de sus contenidos se deberá indicar de forma clara el nombre y apellidos de la persona autora y el título de la tesis doctoral. No se autoriza su reproducción u otras formas de explotación efectuadas con fines lucrativos ni su comunicación pública desde un sitio ajeno al servicio TDR. Tampoco se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDX (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al contenido de la tesis como a sus resúmenes e índices.

WARNING. Access to the contents of this doctoral thesis and its use must respect the rights of the author. It can be used for reference or private study, as well as research and learning activities or materials in the terms established by the 32nd article of the Spanish Consolidated Copyright Act (RDL 1/1996). Express and previous authorization of the author is required for any other uses. In any case, when using its content, full name of the author and title of the thesis must be clearly indicated. Reproduction or other forms of for profit use or public communication from outside TDX service is not allowed. Presentation of its content in a window or frame external to TDX (framing) is not authorized either. These rights affect both the content of the thesis and its abstracts and indexes.



UNIVERSITAT DE GIRONA

TESIS DOCTORAL

**LA PROYECCION MACULAR
UN NUEVO METODO
PARA
DETERMINAR LA AGUDEZA VISUAL POTENCIAL**

Fernando Avelino Rodríguez Mier
Médico Oftalmólogo
DOCTORANDO

AÑO 2013

**PROGRAMA DE DOCTORAT
CIÈNCIES EXPERIMENTALS I SOSTENIBILITAT**

Director:
Dr. Ramón Brugada i Terradellas

Coodirector:
Dra Rosa Nuria Aleixandre

Tutor:
Dr. Ramón Brugada i Terradellas

**MEMORIA PRESENTADA PARA OPTAR AL TITULO DE
DOCTOR POR LA UNIVERSIDAD DE GIRONA**

“Dicebat Bernardus Carnotensis nos esse quasi nanos, gigantium humeris insidentes, ut possimus plura eis et remotiora videre, non utique proprii visus acumine, aut eminentia corporis, sed quia in altum subvenimur et extollimur magnitudine gigantea”

Bernardo de Chartres (circa 1130)

AGRADECIMIENTOS

Dicen que de todos los sentimientos humanos la gratitud es el más efímero de todos. Y no deja de haber algo de cierto en ello. El saber agradecer es un valor en el que pocas veces se piensa. Bien dice mi madre “que de gente bien nacida es ser agradecida”.

La frase latina con la cual inicio este escrito refleja mi eterna gratitud a todos aquellos que de una u otra forma han influido sobre mi vida personal y profesional y que han hecho posible la realización de esta tesis. La cita se suele atribuir incorrectamente a Isaac Newton, ya que fue citada por este en una carta dirigida a Robert Hooke, en 1676, en la que decía: *“If I have seen further, it is by standing upon the shoulders of giants”* - “Si he visto más lejos es porque estoy sentado sobre los hombros de gigantes”. La frase original aparece en el libro *Metalogicon* de Juan de Salisbury, en 1159, citando a su maestro Bernardo de Chartres.

He disfrutado enormemente con la realización de esta tesis, por lo que me ha enseñado, por lo que ha podido aportarle a mi carrera profesional y a la comunidad oftalmológica. Puedo decir con satisfacción, como en su tiempo dijo Newton:

“No sé cómo puedo ser visto por el mundo, pero en mi opinión, me he comportado como un niño que juega al borde del mar, y que se divierte buscando de vez en cuando una piedra más pulida y una concha más bonita de lo normal, mientras que el gran océano de la verdad se exponía ante mí completamente desconocido”

El gran océano de la verdad se exponía ante mí completamente desconocido, y son muchas las personas que llevándome de la mano me enseñaron a explorarlo; a todas ellas les debo un particular agradecimiento; quisiera de todo corazón escribir sus nombres, pero temo que por error u olvido pueda dejarme alguno fuera del tintero, desde lo más profundo de mi corazón mi más grato recuerdo y agradecimiento. Gracias a mi familia por su apoyo y paciencia, han sido muchos los minutos que he dejado de compartir con ellos y que he dedicado a esta tesis doctoral; con la seguridad, que cada minuto robado he sabido aprovecharlo en su buen desarrollo.

Ya para finalizar, debo entrar en detalles y manifestar mi agradecimiento a las siguientes personas, por las horas interminables de reuniones, revisiones, lecturas y apuntes, que me dedicaron:

Dr. Ramón Brugada i Terradellas, Director de tesis. Girona

Dra Rosa Nuria Aleixandre, Coodirector de Tesis. Girona.

Prof. Delia Rodríguez de D´Auria, Catedrática de oftalmología, Uruguay.

Prof. Jorge Alió, Catedrático de Oftalmología, Alicante.

Prof. Jesús Costa Vila, Oftalmólogo. Barcelona.

Dr. Jairo Hoyos Campillo, Oftalmólogo, Sabadell.

Dra. Melania Cigales, Oftalmóloga, Sabadell.

Dr. Carles Vergés Roger, Oftalmólogo. Barcelona.

Dr. William de la Peña, Oftalmólogo, San Francisco, U.S.A.

Dr. Wichard A. J Van Heuven, Professor & Chairman, Texas University, U.S.A.

Dr. Randolph D Glickman, Associate Professor, Texas University, U.S.A.

Dr. Josep M. Harrison, Associate Professor. Texas University.A todos, Muchas Gracias.

INDICE

INDICE	Pag
ABREVIATURAS.....	7
RESUMEN EN ESPAÑOL.....	8
RESUMEN EN CATALÁN.....	9
RESUMEN EN INGLÉS.....	10
I. INTRODUCCION.....	11
1. AGUDEZA VISUAL.....	14
1.1 FISILOGIA.....	15
1.1.1 Etapa física u óptica.....	15
1.1.2 Etapa fisicoquímica.....	16
1.1.3 Etapa psicológica.....	16
1.2 CARACTERISTICAS DE LA FORMA	17
1.2.1 Mínimo visible o discernible.....	19
1.2.2 Mínimo separable.....	21
1.2.3 Poder de Alineamiento	24
1.3 VISION Y NATURALEZA DE LA LUZ	25
1.3.1 Teoría de la Óptica geométrica.....	26
1.3.2 Teoría corpuscular y ondulatoria.....	29
1.3.3 Teoría electromagnética de la luz.....	29
a. Ondas electromagnéticas.	29
b. Propiedades de las Ondas electromagnéticas.....	30
c. Velocidad de propagación de las ondas electromagnéticas.....	31
d. Espectro electromagnético.....	31
1.3.4 Teoría Cuántica.	33
1.4 ENGRANAJE DE LA VISIÓN.....	35
1.5 FACTORES QUE MODIFICAN LA VISION.....	41
1.5.1 Difracción.....	41
1.5.2 Factores dependientes del ojo.....	42
1.5.3 Factores dependientes de la retina.....	43
1.5.4 Influencia de los movimientos oculares	43
1.5.5 El movimiento.....	44
1.5.6 Visión y la edad.....	46
1.5.7 Factores individuales	46
1.6 PROCESAMIENTO DE LA INFORMACIÓN VISUAL.....	48
1.6.1 Contraste.....	49
1.6.2 Iluminación.....	51
2. FORMACIÓN DE LA IMAGEN RETINIANA.....	53
2.1 LOS ESTIMULOS Y LA VISIÓN.....	53
2.2 CONSTRUCCIÓN DE LA IMAGEN RETINIANA.....	57

2.2.1 DIMENSIONES DE LA IMAGEN RETINIANA.....	58
a. Tamaño de la imagen retiniana en visión lejana.	58
b. Tamaño de la imagen en visión próxima.....	61
2.3 DEFECTOS DE LA IMAGEN RETINIANA.....	61
2.4 ABERRACIONES OCULARES.....	62
2.4.1 Aberración monocromática del ojo.....	63
2.4.2 Aberración esférica.....	64
2.4.3 Aberración cromática.....	68
2.4.4 Aberración Astigmática.....	69
2.4.5 Otras aberraciones.....	70
a. Aberración de Curvatura de Campo	70
b. Aberración de Distorsión.....	71
2.5 DIFRACCION Y DIFUSION DE LA LUZ EN EL OJO.....	72
2.6 LA VISIÓN Y LA PSIQUIS.....	73
3. MEDIDA DE LA AGUDEZA VISUAL.....	75
3.1 CLASIFICACIÓN DE LA AGUDEZA VISUAL.....	76
3.2 OPTOTIPOS Y AGUDEZA VISUAL.....	78
3.9.1 Tests de Letras o Números.....	79
a. Letras u optotipos alfabéticos.....	79
b. Números o cifras.....	80
3.9.2 Tests Direccionales.....	82
a. Signos.....	82
b. Geométrico.....	87
c. Test de barras o bandas.....	88
3.3 AGUDEZA VISUAL POTENCIAL.....	90
4. VISIÓN Y TRANSPARENCIA OCULAR.....	92
4.1 MEDIOS OCULARES.....	92
4.2. DESARROLLO DE CATARATAS EN EL ADULTO.....	96
4.2.1 Cataratas Nucleares.....	98
4.2.2 Cataratas Corticales.....	99
4.2.3 Cataratas Subcapsulares posteriores.....	101
4.3 CATARATAS Y VISION FUNCIONAL.....	102
5. MOTIVACIÓN DEL TRABAJO.....	105
6. LOCALIZACIÓN DEL TRABAJO.....	106
II. HIPOTESIS Y OBJETIVO.....	107
1. HIPOTESIS.....	108
2. OBJETIVOS.....	108
III. MATERIAL Y METODOS.....	109
1. MATERIAL.....	110

1.1 SELECCIÓN DE PACIENTES.....	110
1.1.1 SISTEMA DE CLASIFICACIÓN LOCS III.....	110
1.1.2 CRITERIOS DE EXCLUSION	111
1.1.3 CRITERIOS DE INCLUSIÓN	113
1.1.4 FORMULARIO DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	113
1.2 EQUIPOS Y MATERIAL OFTALMOLÓGICO.....	115
1.3 MATERIAL PARA EL DISEÑO DEL MAP.....	116
1.4 MATERIAL QUIRURGICO.....	116
2. METODO.....	117
2.1 METODO DE VALORACIÓN Y CLASIFICACIÓN LOCS III DE LA CATARATA.....	117
2.2 EXPLORACION OFTALMOLOGICA GENERAL.....	119
2.3 VALORACION DE LA AGUDEZA VISUAL POTENCIAL.....	121
2.3.1 EQUIPO A: Guyton-Minkowski PAM®	121
2.3.2 EQUIPO B: Retinometro Heine Lambda 100®	123
2.3.3 EQUIPO C: Macular Projection.....	126
a. Método de diseño del Optotipo del MAP.....	126
b. Graduación de la escala.	129
c. Fabricación del adaptador.....	132
2.4 TÉCNICA QUIRÚRGICA.....	133
2.4.1 CIRUGÍA DE LA CATARATA.....	133
2.4.2 CIRUGÍA DEL ASTIGMATISMO.....	136
2.4.3 PROTOCOLO POSTOPERATORIO.....	141
3. ANALISIS ESTADISTICOS.....	142
IV. RESULTADOS.....	143
1. DISEÑO Y CARACTERISTICAS DEL MAP.....	144
1.1 CÁLCULO DEL TAMAÑO DE LOS OPTOTIPOS DEL MAP.	144
1.2 DISEÑO DEL OPTOTIPO Y APLICACIÓN DE LA ESCALA VISUAL.....	148
1.3 CÁLCULO DEL INDICE DE MAGNIFICACIÓN INDUCIDO	149
1.4 EL ADAPTADOR	154
1.5 TÉCNICA DE USO DEL PROYECTOR MACULAR (MAP).....	157
1.5.1 El oftalmoscopio indirecto.....	157
1.5.2 Principio óptico del funcionamiento del MAP.....	159
a. Cálculo del campo de observación.....	160
b. Cálculo del tamaño de la imagen retiniana observada	163
c. Cálculo de la magnificación de la imagen retiniana observada	163
1.6 CARACTERISTICAS DE LOS TRES EQUIPOS.....	168
2. RESULTADOS ESTADISTICOS.....	169
2.1 CLASIFICACIÓN DE PACIENTES POR EDAD Y SEXO.....	170
2.2 CLASIFICACIÓN DE PACIENTES POR ACTIVIDAD DESEMPEÑADA.....	171
2.3 CATARATA, AGUDEZA VISUAL Y SU CLASIFICACIÓN.....	173

2.4 SINTOMAS REFERIDOS POR LOS PACIENTES.....	174
2.5 SINTOMAS VISUALES SEGÚN TIPO DE LA CATARATA	176
2.6 ESTADÍSTICAS QUIRÚRGICAS.....	177
3. VALORACIÓN DE LAS AGUDEZAS VISUALES POTENCIALES OBTENIDAS vs. LA AGUDEZA VISUAL POSTOPERATORIA.....	180
3.1 SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD.....	180
3.1.1 Proyector macular MAP.....	181
3.1.2 EL GUYTON-MINKOWSKI® PAM.....	182
3.1.3 EL RETINOMETRO HEINE LAMBDA 100®	183
3.1.4 VALORACIÓN COMPARATIVA PARA LOS TRES EQUIPOS.....	184
3.2 FIABILIDAD Y PREDICTIBILIDAD.....	186
3.2.1 Fiabilidad y predictibilidad del proyector macular (MAP).....	187
3.2.2 Fiabilidad y predictibilidad del GUYTON-MINKOWSKI® PAM.....	188
3.2.3 Fiabilidad y predictibilidad del retinometro HEINE LAMBDA 100®.....	189
3.2.4 VALORACION COMPARATIVA PARA LOS TRES EQUIPOS.....	190
4. RELACION DE LA CATARATA Y LA AGUDEZA VISUAL POTENCIAL.....	190
4.1 AGUDEZA VISUAL POTENCIAL EN CATARATAS NUCLEARES.....	193
4.2 AGUDEZA VISUAL POTENCIAL EN CATARATA CORTICAL.....	197
4.3 AGUDEZA VISUAL POTENCIAL CATARATA SUBCAPSULAR POSTERIOR.....	199
V. DISCUSION.....	203
VI. CONCLUSIONES.....	212
VII. BIBLIOGRAFIA.....	214
ANEXOS	

ABREVIATURAS

AVP: Siglas de Agudeza Visual Potencial, o PVA del inglés Potential Visual Acuity.

C: Catarata Cortical. LOCS III: Opacidad de la corteza del cristalino de 1 a 5.

LOCS III: Lens Opacities Classification System III. Patrones de fotografías.

MAP: Siglas del inglés para designar al *Macular Projection*. Equipo diseñado por nosotros.

NC: Color de la Catarata Nuclear. LOCS III: color del núcleo del cristalino de 1 a 6.

NO: Opalescencia de la Catarata Nuclear. LOCS III: opacidad del cristalino de 1 a 6.

P: Catarata Posterior Subcapsular. LOCS III: clasificada de 1 a 5.

PAM: *Potential Acuity Meter*. Equipo de la casa Mentor: Guyton-Minkowski PAM®.

PVC: Policloruro de vinilo o PVC (del inglés polyvinyl chloride).

RET: Retinómetro Lambda 100. Equipo diseñado por la casa Heine Optotechnik®.

CONCEPTOS OPTICOS:

B: Borde de la lente biconvexa.

C y C': Donde **C:** Centro de la pupila de **P** y **C':** Centro de la pupila de **M**

D₁ y D₂: Hace referencia a cada una de las caras de la lente biconvexa.

dt: dioptria

δ: espesor de la lente.

Dv: poder dioptrico de la lente.

∅: diámetro de la lente **L**

Dp: Potencia Ocular, determinada por Gullstrand¹²². Se corresponde a +60 dioptrias.

e: indice refractivo para una lente.

f y f': Puntos focales, en una lente biconvexa **f** y **f'** son iguales.

fc: factor de corrección para cada optotipo

G: Magnificación de la imagen observada por **M**, a través del **MAP**.

iMI: indice de magnificación inducido.

L: Lente biconvexa o convergente.

M: Médico o quien realiza el test.

Mg: Poder de Magnificación de la lente, expresado en valor **x**.

n y n': Puntos nodales de las lentes biconvexas.

P: Paciente

R₁ y R₂: Radios de las caras de la lente biconvexa: **D₁** es a **R₁** y **D₂** a **R₂**

r: Retina de **P** (paciente)

S: Fuente de luz

T: Agujero del espejo a través del que observa **M**.

Up: Ángulo de observación.

x y x': Distancia de la lente al foco; **x** será negativo y **x'** positivo.

η: Diámetro de Observación de la retina (**r**) de **P**, vista por **M**. Imagen vista por **M**. Llamada tambien **y'**

y': Imagen real invertida de la retina (**r**). **y** se corresponde con el objeto **r** observado por **M**.

V: Agudeza visual.

RESUMEN EN ESPAÑOL

LA PROYECCION MACULAR UN NUEVO METODO PARA DETERMINAR LA AGUDEZA VISUAL POTENCIAL

Fernando Avelino Rodríguez Mier

HIPOTESIS Y OBJETIVOS: El “Proyector Macular” MAP, diseñado por nosotros, es tan eficaz, fiable y predictivo como el Guyton-Minkowski® PAM y el Retinometro Heine Lambda 100® en la valoración de la Agudeza Visual Potencial. Con la ventaja, añadida sobre los otros dos, que nos permite visualizar el área macular, mientras realizamos la prueba; además de ser un equipo fácil de usar y cómodo de transportar.

MATERIAL Y METODO: Siguiendo los principios de óptica usados para construir la escala de Snellen, se fabricó un práctico optotipo, que pueda ser proyectado sobre el área macular de la retina del paciente. Se estudiaron un total de 820 pacientes, 1200 ojos, afectados de catarata. con opacidad cristalínea igual o mayor a 3 (NO-NC3, C3, P3), según la clasificación LOCS III. Para comparar los resultados de Agudeza Visual Potencial obtenidos con el Proyector Macular (MAP), el Guyton-Minkowski® PAM y el Retinometro Heine Lambda 100®.

RESULTADOS: En las curvas ROC, el parámetro con mayor ABC fue el del MAP (0,9402), siguiéndole el del PAM (0,9335) y el último el del LAMBDA (0,9289). La sensibilidad fue alta en los tres equipos; con pequeñas diferencias estadísticamente significativas ($p=0,00023$). Siendo la especificidad del LAMBDA la más baja de los tres, con un valor de FVN= 0,200 valor estadísticamente significativo ($p=0,0036$); le siguió el PAM con FVN= 0,258 y la especificidad más alta la del MAP con un FVN= 0,285. La Agudeza visual corregida preoperatoria fue $0,43\pm 0,38$ (rango 0,05 a 0,8); la agudeza visual postoperatoria a los quince días fue $0,81\pm 0,21$ (rango 0,6 a 1,2) y la agudeza visual postoperatoria al mes fue $0,85\pm 0,17$ (rango 0,7 a 1,2). La Agudeza visual potencial preoperatoria con el MAP fue $0,83\pm 0,22$ (rango 0,2 a 1,0), con una fiabilidad de α igual a 0,86; con el PAM fue $0,79\pm 0,23$ (0,5 a 1,2), con una fiabilidad de α igual a 0,85 y con el retinómetro LAMBDA fue $0,75\pm 0,28$ (0,3 a 0,8), con una fiabilidad de α igual a 0,75. El valor α entre 0,70 y 0,90 indican una buena consistencia interna. Siendo el valor del LAMBDA el más bajo de los tres. Todos los parámetros estudiados mostraron diferencias entre los tres equipos, sin embargo no mostraron diferencias estadísticamente significativas entre ellos ($p=0,009$).

DISCUSION: Durante la utilización del Proyector Macular (MAP), el oftalmólogo puede visualizar el fondo ocular del paciente al mismo tiempo que el optotipo es proyectado sobre el área macular, ofreciéndole la certeza de que así como el puede ver el área macular, el paciente puede ver los optotipos. El MAP no requiere equipos sofisticados y puede ser usado de forma rutinaria.

CONCLUSION: El MAP es un equipo de una alta sensibilidad y especificidad; muy útil y eficaz en la determinación de la agudeza visual potencial. La predictibilidad, en pacientes sin patologías asociadas, para el MAP fue muy alta, con un rango de error bajo, sin verse influenciados por el grado de catarata; demostrándonos una alta fiabilidad. Por lo tanto, La utilización del MAP permitiría el filtrado de pacientes con cataratas, dando prioridad a aquellos con mayor probabilidad de mejoría en la agudeza visual.

RESUMEN EN CATALÁN

LA PROJECCIÓ MACULAR UN NOU MÈTODE PER DETERMINAR LA AGUDESA VISUAL POTENCIAL

Fernando Avelino Rodríguez Mier

HIPOTESIS I OBJECTIUS: El "Projector Macular" MAP, dissenyat per nosaltres, és tan eficaç, fiable i predictiu com el Guyton-Minkowski® PAM i el Retinometro Heine Lambda 100® en la valoració de la Agudeza Visual Potencial. Amb l'avantatge, afegida sobre els altres dos, que ens permet visualitzar l'àrea macular, mentre fem la prova, a més de ser un equip fàcil d'usar i còmode de transportar.

MATERIAL I MÈTODE: Seguint els principis d'òptica usats per construir l'escala de Snellen, es va fabricar un pràctic optotip, que pugui ser projectat sobre l'àrea macular de la retina del pacient. Es van estudiar un total de 820 pacients, 1200 ulls, afectats de cataracta amb opacitat cristal·lina igual o major a 3 (NO-NC3, C3, P3), segons la classificació LOCS III. Per comparar els resultats de Agudeza Visual Potencial obtinguts amb el Projector Macular (MAP), el Guyton-Minkowski® PAM i el Retinometro Heine Lambda 100®.

RESULTATS: En les corbes ROC, el paràmetre amb major ABC va ser el del MAP (0,9402), seguint-li el del PAM (0,9335) i l'últim el del LAMBDA (0,9289). La sensibilitat va ser alta en els tres equips, amb petites diferències estadísticament significatives ($p = 0,00023$). Sent l'especificitat del LAMBDA la més baixa dels tres, amb un valor de $FVN=0,200$ valor estadísticament significatiu ($p = 0,0036$); li va seguir el PAM amb $FVN=0,258$ i l'especificitat més alta la del MAP amb un $FVN=0,285$.

La Agudeza visual corregida preoperatòria va ser $0,43 \pm 0,38$ (rang 0,05-0,8); l'agudeza visual postoperatòria als quinze dies va ser $0,81 \pm 0,21$ (rang 0,6-1,2) i l'agudeza visual postoperatòria al mes va ser $0,85 \pm 0,17$ (rang 0,7-1,2). La Agudeza visual potencial preoperatòria amb el MAP va ser $0,83 \pm 0,22$ (rang 0,2-1,0), amb una fiabilitat de α igual a 0,86; amb el PAM va ser $0,79 \pm 0,23$ (0,5-1,2), amb una fiabilitat de α igual a 0,85 i amb el retinòmetre LAMBDA va ser $0,75 \pm 0,28$ (0,5 a 0,8), amb una fiabilitat de α igual a 0,75. El valor α entre 0,70 i 0,90 indiquen una bona consistència interna. Siendo el valor del LAMBDA el més baix dels tres.

Tots els paràmetres estudiats van mostrar diferències entre els tres equips, però no van mostrar diferències estadísticament significatives entre ells ($p = 0,009$).

DISCUSSIÓ: Durant la utilització del Projector Macular (MAP), l'oftalmòleg pot visualitzar el fons ocular del pacient al mateix temps que el optotip és projectat sobre l'àrea macular, oferint-li la certesa que així com el pot veure l'àrea macular, el pacient pot veure els optotips. El MAP no requereix equips sofisticats i pot ser usat de forma rutinària.

CONCLUSIÓ: El MAP és un equip d'una alta sensibilitat i especificitat, molt útil i eficaç en la determinació de l'agudeza visual potencial. La predictibilitat, en pacients sense patologies associades, per al MAP va ser molt alta, amb un rang d'error baix, sense veure influenciats pel grau de cataracta; demostrant una alta fiabilitat. Per tant, La utilització del MAP permetria el filtratge de pacients amb cataractes, donant prioritat a aquells amb major probabilitat de millora en l'agudeza visual.

Paraules clau: Cataracta, PAM, MAP, Agudeza Visual Potencial, Facoemulsificació.

RESUMEN EN INGLÉS

THE MACULAR PROJECTION TEST A NEW METHOD AS MEASSUREMENT OF POTENTIAL VISUAL ACUITY

Fernando Avelino Rodríguez Mier

Purpose: The "Macular Projector" MAP, designed by us, is so effective, reliable and predictive as the Guyton-Minkowski PAM[®] and Retinometer Heine Lambda 100[®] in the assessment of potential visual acuity. The PAM has the advantage, above two equipments, allowing us to display the macular area when performing the test; as well as being an easy to use and comfortable to carry.

Material and Methods: Applying the optic principles of Snellen's chart, a practice optotype adapter lens was designed. The optotype is projected on patient macular area.

The Lens Opacities Classification System (LOCS III) was used to select 820 patients (1200 eyes) with crystalline lens opacities equal or more than 3 (NO-NC3, C3, P3). For to compare the Potential Visual Acuity of the Macular Projection (MAP), the Guyton-Minkowski[®] PAM and the Heine Lambda 100[®] retinometer.

Results: In the ROC curves, the MAP was the highest ABC parameter (0,9402), the second was the PAM (0,9335) and the last was the LAMBDA (0,9289). The sensibility were high for the three equipments, with light statistically significant differences ($p=0,00023$). The LAMBDA specificity was the lowest of the three equipments, with FVN value= 0,200 statistically significant differences ($p=0,0036$); the PAM specificity was FVN= 0,258 and the highest was the MAP specificity with FVN= 0,285.

The average preoperative best-corrected visual acuity (BCVA) was $0,43\pm 0,38$ (range 0,05 a 0,8); the BCVA alter 15 days postoperative was $0,81\pm 0,21$ (range 0,6 a 1,2) and the BCVA after 30 days was $0,85\pm 0,17$ (range 0,7 a 1,2). The Potential Visual acuity using the MAP was $0,83\pm 0,22$ (range 0,2 a 1,0), the reliability α equal to 0,86; with the PAM was $0,79\pm 0,23$ (0,5 a 1,2), the reliability α equal to 0,85 and with the LAMBDA retinometer was $0,75\pm 0,28$ (0,3 a 0,8), the reliability α equal a 0,75. An α value between 0,70 to 0,90 means a good internal consistency. The LAMBDA α value was the lowest of the three. All the parameters were different in the three equipments, without statistically significant differences ($p=0,009$).

Discussions: During the procedure, the ophthalmologist observes the fundus and simultaneously the optotype is projected on the macular area offering the practitioner assurance that the patient can see the projected optotype. The macular projection test does not require sophisticate equipment and can be used routinely.

Conclusions: The MAP is an equipment of high sensitivity and specificity, very useful and effective in the determination of potential visual acuity. The MAP is high predictive, in patients without associated diseases, with a low error rate and high reliability; without influenced by the degree of cataract. Therefore, the MAP will be useful for the selection of patients with cataract, giving priority to those with the greatest likelihood of improvement in visual acuity.

Keywords: Cataract, PAM, MAP, Visual Acuity, Phacoemulsification.

Pregúntate si lo que estás haciendo hoy te acerca al lugar en el que quieres estar mañana.

J.BROWN

I. INTRODUCCIÓN

INTRODUCCION

El ojo es un sistema óptico complejo. Esta constituido por una serie de estructuras anatómicas que cumplen la función de lentes, cuyo objetivo es permitir que las imágenes percibidas sean enfocadas adecuadamente en la retina, para su procesamiento cerebral. Este sistema óptico, se caracteriza por su transparencia; cualquier alteración en la transparencia de los medios oculares modificara la percepción de la imagen¹.

Son múltiples las patologías adquiridas o relacionadas con el proceso normal del envejecimiento que alteran la transparencia de estructuras anatómicas como la cornea, el humor acuoso, el cristalino y el humor vítreo, que son susceptibles de ser corregidas quirúrgicamente. Pero en el intrincado proceso de la visión no solo intervienen los fenómenos ópticos, que nos permiten el enfoque de la imagen en la retina, sino también la integridad anatómica de la retina y de la vía óptica, y fenómenos de estimulación, procesamiento y aprendizaje previo realizado por la corteza cerebral².

La Agudeza visual es el principal método existente, en el cual podemos conjugar elementos objetivos y subjetivos, que nos permiten valorar la integridad funcional de la visión. La disminución de la visión en uno o ambos ojos es el cuadro clínico con el que la mayoría de las ocasiones debuta una patología ocular. Clínicamente la agudeza visual se puede medir utilizando escalas gráficas, a blanco y negro, que reciben el nombre de optotipos. La Agudeza Visual es la facultad de percibir aisladamente los objetos que nos rodean y que es tanto más elevada cuanto más nos permita discriminar objetos más próximos entre ellos³.

La perdida de transparencia u opacificación del cristalino se conoce como catarata. La cirugía de la catarata ha evolucionado considerablemente; actualmente la técnica usada es la facoemulsificación, combinada con la implantación de un lente intraocular y una mínima incisión quirúrgica, permite que muchas personas puedan incorporarse de nuevo a su actividad habitual después de un corto postoperatorio, con una rápida recuperación visual. Por lo tanto es normal que el paciente tienda a crear demasiadas expectativas en lo que será su agudeza visual postoperatoria⁴. La decisión de efectuar una cirugía de catarata se toma generalmente después de evaluar el grado de reducción de la agudeza visual secundaria a la catarata, las

necesidades visuales del paciente y los potenciales riesgos asociados a la cirugía⁴. En el mejor de los casos quirúrgicos, sin complicaciones, una pobre recuperación visual es decepcionante tanto para el paciente como para el cirujano ya que, teóricamente, no existiría una explicación para ello.

Una pobre recuperación visual, después de una facoemulsificación de una catarata técnicamente correcta, está frecuentemente ligada a una mala valoración prequirúrgica del paciente, en la que se han podido pasar por alto alteraciones retinales, corneales o neurosensoriales. Sin embargo, muchas veces conociendo la existencia de estas patologías, es muy importante poder determinar el pronóstico visual postfacoemulsificación, lo que se conoce generalmente como AGUDEZA VISUAL POTENCIAL⁶, ver apartado 3.3 de la introducción.

Existen en el mercado varios métodos que le permiten al oftalmólogo medir la agudeza visual potencial^{7,8,9}. Pero solamente existe un método basado en la escala de optotipos de Snellen, es un equipo muy complejo en su utilización por el oftalmólogo, y en su interpretación por el paciente. Esto nos motivó a diseñar y crear un nuevo sistema de valoración de la agudeza visual potencial basado en los principios de la formación de la imagen de las leyes de Snell¹⁰ y tomando como base la escala de optotipos de Snellen¹¹; el cual fue bautizado como PROYECCIÓN MACULAR (MAP).

En reiteradas oportunidades el lector puede encontrarse con dos palabras que pueden parecerles iguales o que hacen referencia a la misma persona: Leyes de Snel (o Snell) y Leyes de Snellen. Sin embargo corresponden a dos personas completamente diferentes. **(ANEXO I)**

En el mercado existía un instrumento portátil, que se recomendaba para la valoración de la agudeza visual potencial; aunque no se basaba en la escala de Snellen, sino en el principio de Maxwell¹¹, consideramos oportuno incluirlo en nuestra tesis. Dos de los tres equipos tienen en común, la utilización de la misma escala internacional de medida, por lo tanto pueden ser comparados entre sí; y el tercero usa el sistema de interferometría, pero el valor obtenido por la medida es igual que en los otros dos.

1. AGUDEZA VISUAL

Tradicionalmente hemos asumido que aunque la visión termina en el cerebro, era el ojo, órgano receptor, el elemento fundamental en la génesis de la imagen visual¹². El cerebro tenía un papel casi secundario, se limitaría a construir, a dar forma, a una señal que se generaba en el ojo. Esta señal dependía fundamentalmente del estado de la retina y la estructura óptica del ojo, por lo tanto la elaboración central de la imagen depende de la calidad de esta señal. El cerebro añadía o quitaba muy poco a la información que procedía del ojo. La moderna neuropsicología nos pone de manifiesto que esto no es estrictamente así, que el cerebro contribuye en gran medida a la percepción final de lo que vemos, estableciendo un circuito donde revierte información hacia el ojo para adaptarlo a cada situación¹³.

Merece destacar la relación que existe entre percepción visual y mecanismos de atención, reconocimiento, control somatovisual y respuesta motora. Sabemos que existe un control de la postura y del movimiento ocular que repercute en la calidad de la visión, así como elementos de atención que permiten obtener una mejor respuesta adaptativa al medio externo que nos rodea¹⁴. Estos factores claves en la visión requieren unas condiciones ópticas que no siempre se relacionan con lo que consideramos una mejor estructura óptica, generalmente referida a la agudeza visual central.

La percepción visual supone un sistema multifactorial, encaminado a resolver de la mejor forma posible, la situación particular de cada individuo. Cada especie es diferente y desarrollará unos mecanismos de visión que ayudaran a adaptarse a su medio¹⁵, para conseguir el mayor grado de eficacia según sean las necesidades propias (Figura 1). Cuando decimos que el sistema visual más perfecto es el del águila, y lo solemos confrontar con el de la rana, como ejemplo poco afortunado de la naturaleza, seguramente estamos incurriendo en un profundo error, ya que es muy probable que si la rana tuviera un sistema visual como el del águila, tendría grandes dificultades para resolver su adaptación a su medio externo¹⁶. De la misma forma, el ser humano tiene el sistema visual que mejor se ha adaptado a sus condiciones de vida a lo largo de la evolución, por ello plantear ciertas modificaciones puede entrañar graves consecuencias, ya que nuestra situación es muy diferente a las águilas o las ranas.

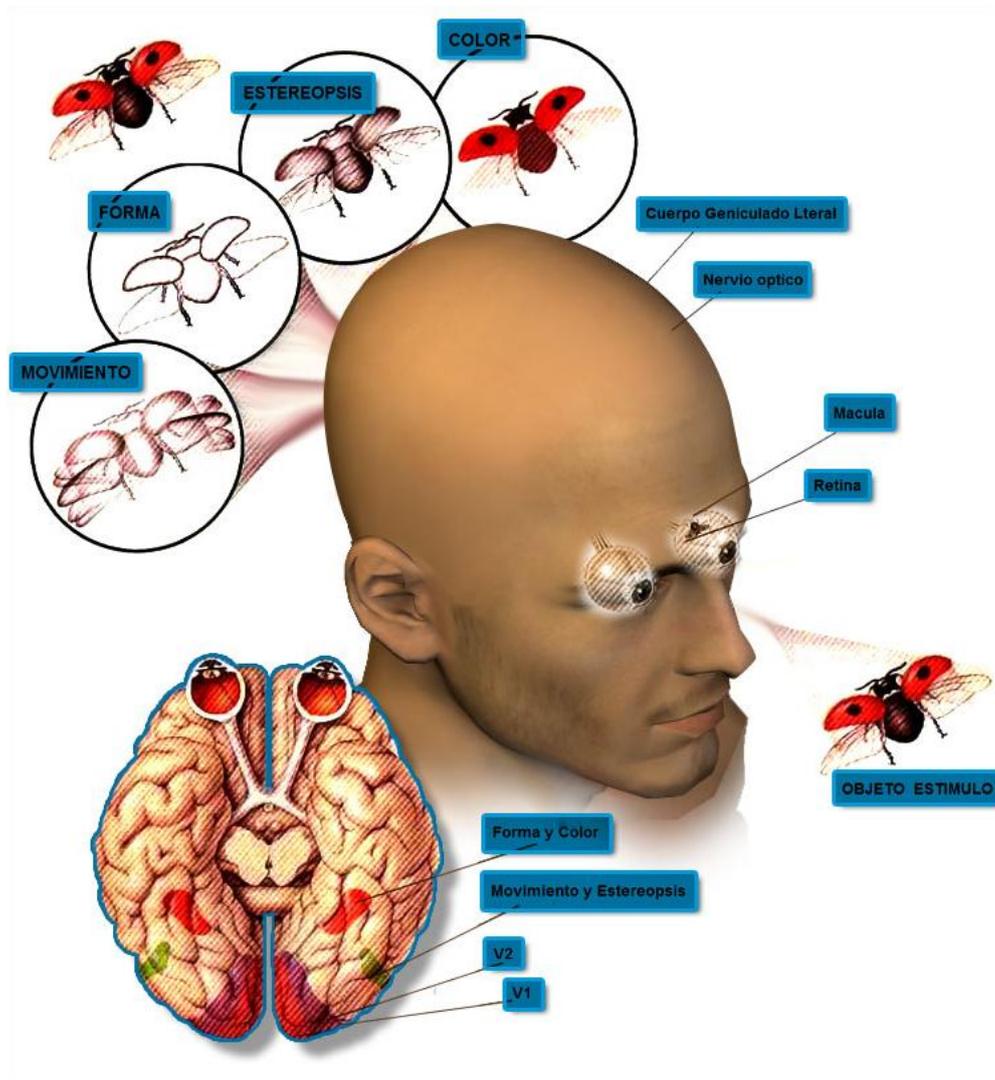


Figura 1. La percepción visual está relacionada con una serie de factores claves en la visión, que nos permitan integrar elementos como color, estereopsis, forma y movimiento; todo ello relacionado con aspectos previamente aprendidos. (Adaptado de: Netter, F. Atlas de Anatomía Humana. 4ª Ed. Masson. Barcelona, 2007)

1.1 FISIOLÓGIA

En el mecanismo de la visión es necesario distinguir tres etapas: La primera es física u óptica; La segunda fisicoquímica y La tercera psicofisiológica¹⁷.

1.1.1 Etapa física u óptica

Esta formada por la entrada de los rayos luminosos a través de las estructuras ópticas oculares para formar una imagen sobre la retina. El estudio de la formación de esta imagen retiniana es el que trataremos detalladamente en este apartado. La retina desempeña el papel de pantalla receptora de la imagen, la calidad óptica de esta imagen depende de los medios ópticos oculares que contribuyen a su formación¹⁸ (Figura 2).

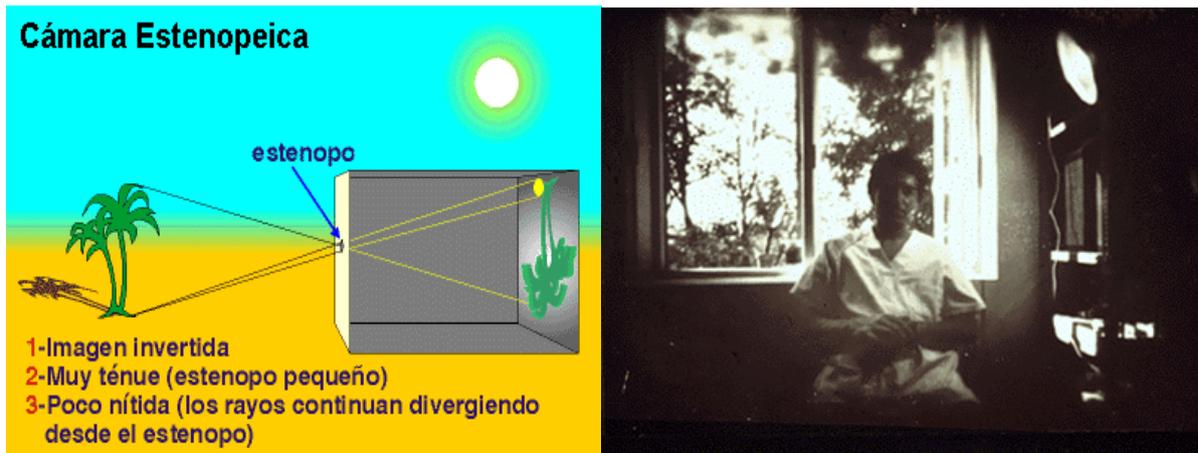


Figura 2. En la medida que los medios ópticos son perfeccionados, la imagen retiniana mejora en su calidad; pero el sistema completo no puede ser mejorado más allá de lo que necesita el individuo para adaptarse a su medio ambiente. En la imagen de la derecha observamos una fotografía realizada por el sistema más sencillo de captura de imágenes, la cámara estenopeica o cámara oscura (imagen de la izquierda).

1.1.2 Etapa fisicoquímica

Aunque están muy bien estudiados los elementos y fenómenos que la luz origina sobre la capa sensible del ojo; aún existen una serie de fenómenos que continúan sin tener una explicación muy satisfactoria. Los fenómenos de esta segunda etapa tienen lugar en la retina, y sustancialmente consisten en la transformación de la onda luminosa en una excitación que da origen a un impulso nervioso que alcanza el cerebro a través de la larga vía óptica donde se despierta una sensación visual que tiene ciertas características, como son luminosidad, color y duración¹⁹. También allí se efectúa la coordinación de las sensaciones de los dos ojos y de otras regiones del organismo, como son los demás sentidos, para la preparación de una respuesta adecuada. Cuando la sensación visual alcanza el nivel de la conciencia, aparece la percepción en la mente, y las sensaciones sintetizadas dan lugar a una percepción²⁰.

1.1.3 Etapa psicológica

La etapa de transmisión nerviosa está muy bien conocida gracias a las pruebas electrofisiológicas: Electroretinograma, electrooculograma, potenciales visuales evocados y el encefalograma, pero el mecanismo o aspectos psicológicos del proceso no son más que hipótesis, las cuales analizaremos más adelante²¹.

1.2 CARACTERÍSTICAS DE LA FORMA

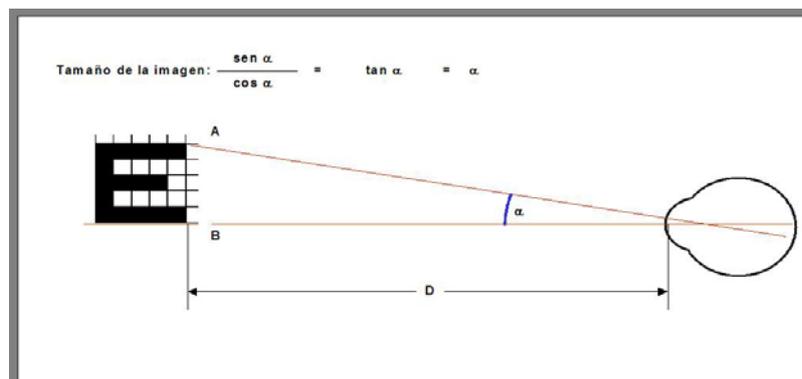
Denominamos forma a la configuración exterior de los cuerpos que nos rodean. La apreciación de las formas es función de una serie de factores bastante complejos, de los cuales unos son oculares y otros son extraoculares.

Se define el sentido de las formas como una capacidad discriminativa de un número suficiente de elementos de la imágenes proyectadas sobre la retina, e implicando cierta distribución de claridades relativas²².

Para Perdriol²³, la percepción de la forma es un fenómeno complejo que reposa sobre la integración psicológica de los datos sensoriales elaborados al nivel del ojo y transmitidos por las vías ópticas.

El mecanismo íntimo del sentido de las formas está todavía sin dilucidar de una manera completa; la visión de las formas se basa en una construcción original y activa, realizada por las propiedades de plasticidad de los centros superiores²⁴. Esta teoría se opone a la clásica de Helmholtz, que afirmaba que el sentido de las formas se basaba en una simple asociación más o menos pasiva de las sensaciones visuales, con intervención de la memoria y el hábito²⁵. Analizando, se ve que el sentido de las formas puede expresarse como la capacidad de reconocer los más pequeños detalles de los objetos del espacio. Partiendo de este poder resolutivo de la vista, se puede definir que la agudeza visual es un proceso complejo, y función de los conos. El tamaño de la imagen retiniana es directamente proporcional al tamaño real del objeto visto, e inversamente proporcional a la distancia de este objeto al ojo. Estas dimensiones representan: la primera, el seno del ángulo cuyos lados tocan las extremidades del objeto que determinan su tamaño y cuyo vértice coincide con el punto nodal *n* del ojo, y la segunda, el coseno de este mismo ángulo, que recibe el nombre de *ángulo visual*.

Según esto tenemos:



Como siempre el ángulo α es muy pequeño, puede ser asimilado a su tangente para facilitar el cálculo.

La agudeza visual puede ser representada por la expresión²⁶:

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

Denominamos agudeza visual a la inversa del ángulo α desde el cual los objetos son observados. El valor de la agudeza visual de un objeto está representado por aquella magnitud cuando el test es observado en el límite de su visibilidad.

La visión de las formas se puede descomponer en tres sensaciones: El minimum visible, que es el más pequeño objeto diferenciable, el minimum separable, que es la más pequeña interrupción entre dos puntos y el poder de alineamiento²⁷.

Hay autores que encuentran en el sentido de las formas hasta cinco elementos posibles de discriminación espacial. A nosotros, el que más nos interesa es el mínimo separable, frecuentemente confundido con la agudeza visual, término que ha sido impuesto por el uso, más que por aspecto científico.

La agudeza visual se puede definir como el poder que tiene el ojo para poder discriminar los detalles de un objeto (Figura 3)

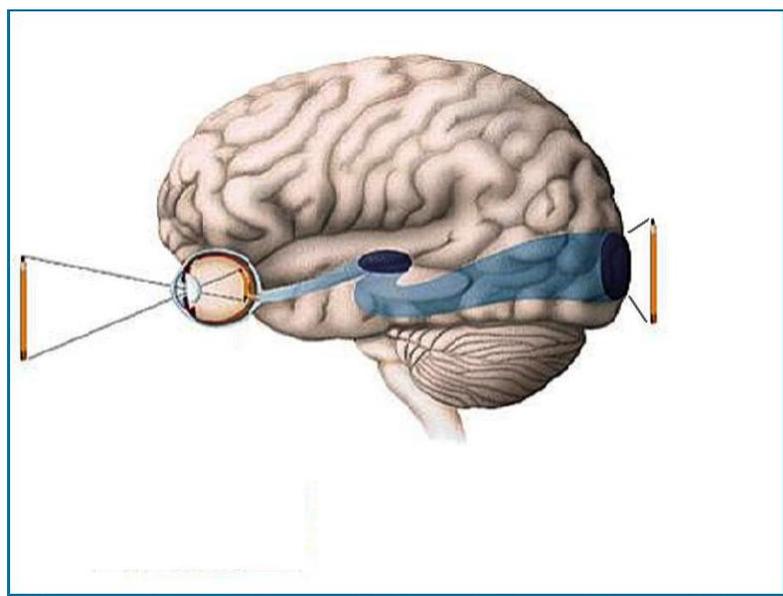


Figura 3. La agudeza visual del ojo es tanto mejor cuanto menor es la imagen retiniana que el sujeto es capaz de transformar en percepción visual identificable. (Adaptado de: Netter, F. Atlas de Anatomía Humana. 4ª Ed. Masson. Barcelona, 2007)

1.2.1 Mínimo visible o discernible

Se designa con esta denominación la posibilidad de discernir un test elemental del fondo sobre el cual está colocado. El test habitualmente atizado es un círculo o un cuadrado. Aquí actúa una actividad visual diferencial del todo simple. La medida del límite en el cual el test presentado sobre fondo oscuro deja de ser percibido, expresa el umbral absoluto de percepción luminosa²⁸.



Figura 4. Para que los objetos muy pequeños puedan ser percibidos por el ojo es necesario que sean luminosos, como en el caso de las estrellas, o las pequeñas partículas de polvo en un rayo luminoso (fenómeno de Tyndall).

El mínimo visible es el diámetro aparente del punto más pequeño que puede ser reconocido sobre un fondo uniformemente iluminado.

No debemos confundir el mínimo visible o discernible con el mínimo perceptible, que es un umbral absoluto de luminosidad.

En primer lugar, para provocar la sensación visual es necesaria una cantidad suficiente de energía luminosa. Esto explica por qué las estrellas, que no son vistas por el ojo humano desnudo, lo son al mirarlas a través de un telescopio; y esto ocurre no por ser vistas con un mayor ángulo, sino porque el telescopio se recoge un número suficiente de rayos capaces ya de impresionar la retina (Figura 4).

Las estrellas aparecen con cierto centelleo debido a las variaciones de refringencia de la atmósfera. Los rayos luminosos de una estrella no producen una imagen puntual, sino un círculo de difusión, es decir, una imagen borrosa y suficientemente ancha para excitar a más de un cono. El círculo de difusión irá perdiendo intensidad luminosa a medida que se aleja del centro (mejor imagen); es decir, si el punto luminoso o estrella es poco intenso, los bordes de este círculo de difusión no serán capaces de provocar la sensación luminosa; pero si el punto luminoso es muy intenso, los círculos de difusión también lo serán, y, por tanto, podrán impresionar la retina y convertir la imagen de un punto en una superficie con

un diámetro aparente tanto mayor cuanto más elevada sea la intensidad luminosa del punto (dentro de los límites de los círculos de difusión). Estas imágenes difusas apenas pueden definirse como la forma de un ángulo visual. Por tanto, cuando un objeto claro está sobre fondo oscuro, como ocurre con las estrellas y no tiene ninguna dimensión aparente, la percepción del punto sólo depende de la energía luminosa que transmite y no de su extensión espacial²⁹.

Cuando el punto no está sobre el fondo oscuro, hay que considerar su extensión y, por tanto, tendrá que poseer una dimensión mínima para ser percibido. Este punto de dimensiones mínimas constituye el punto *fisiológico* de Aubert. Existirán sus grandes diferencias entre el punto geométrico y el punto fisiológico. Un punto geométrico no tiene ninguna extensión, en tanto el fisiológico sí lo posee, y, por tanto, actuará según sus dimensiones angulares. Para Aubert, el punto mínimo tiene unas dimensiones angulares de 25 a 30 segundos. Duke Elder da como valores de mínimo visible los de 10" a 35" de arco, para un punto negro sobre fondo claro³⁰. Un caso especial es el de la visión de un hilo negro sobre un fondo claro (Figura 5), como los hilos del tendido eléctrico. Éste es visto todavía con diámetro aparente de 3 a 4 segundos. Aquí no se trata de separar dos puntos próximos, sino que lo que en realidad, analiza el ojo es la existencia de una sombra sobre un fondo con una luminosidad uniforme. Es decir, se trata de una sensibilidad al contraste y no de un minimum separable³¹.



Figura 5. Si la iluminación uniforme del fondo decrece, la visibilidad de los hilos decae de una manera rápida. Aquí no se trata de separar dos puntos próximos, sino que lo que en realidad, analiza el ojo es la existencia de una sombra sobre un fondo con una luminosidad uniforme. Es decir, se trata de una sensibilidad al contraste y no de un minimum separable.

El punto mínimo varía considerablemente con el contraste, de la misma manera que dos líneas blancas sobre fondo negro se perciben aunque sean muy estrechas, en tanto que con fondo gris tendrán que ser más anchas para poder ser percibidas.

1.2.2 MINIMO SEPARABLE

Se designa con esta denominación la posibilidad de discernir los elementos constitutivos de un test y no simplemente de distinguir un test global con relación al fondo que lo rodea.

El estudio del mínimo separable es, dentro del sentido de las formas, el que más ha llamado la atención de los investigadores y, por tanto, entre los diversos elementos que constituyen el sentido de las formas, el mejor y más estudiado³². El mínimo separable es lo que corrientemente se denomina **agudeza visual**, como ya se ha señalado anteriormente.

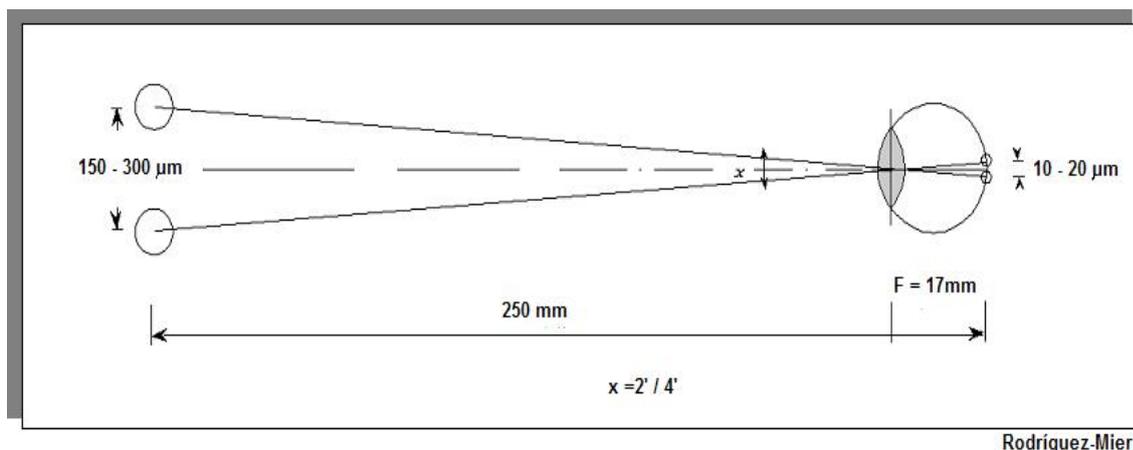


Figura 6. Se define la agudeza visual como el *límite de percepción*, como distintos, de dos puntos muy próximos. Este valor angular del espacio más pequeño que el ojo es capaz de discriminar sería la indicación más conveniente para definir la agudeza visual.

El valor del ángulo visual mínimo bajo el cual dos puntos próximos pueden ser vistos separados por el ojo difiere según los autores. Para Hirschman sería de 50", lo que representa una dimensión lineal de 3,6 micrones en la pantalla retinal (Figura 6). Para Lister, estos valores son 64" y 4,6 micrones respectivamente. Guillery ha dado valores tan pequeños como 15". Los valores bajos son obtenidos en condiciones de laboratorio³³. En general, para el mínimo separable se admiten valores comprendidos entre 30" y 60".

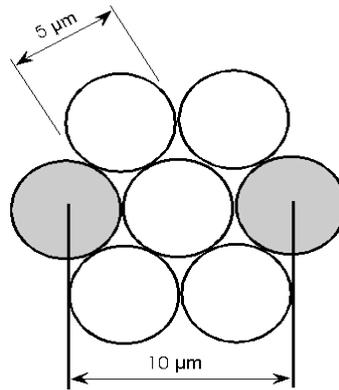


Figura 7. Para que dos puntos puedan ser vistos separados sería preciso que la imagen retinal de ellos no excitase a un cono o unidad fotorreceptora intermedia.

Se viene admitiendo que el mínimo separable corresponde a la distancia que en la retina ocupa el diámetro de un cono foveal. Este hecho dio origen a una teoría anatómica, según la cual el ángulo visual mínimo está determinado por el tamaño de los conos foveales (Figura 7).

La teoría anatómica se apoya en que la agudeza es mayor en la fovea que en la retina periférica, por existir un número mayor y más apretado de conos, mientras que en la periferia retinal el número de conos disminuye y aumenta el de bastones (Figura 8).

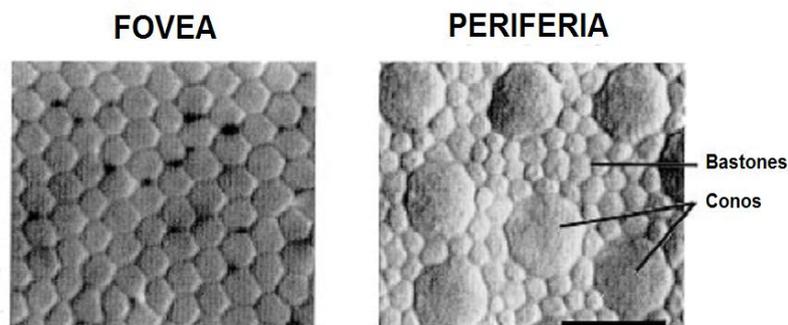


Figura 8. La distribución de los conos y bastones en la retina, nos recuerdan a la película de la cámara fotográfica, donde la calidad de la imagen está íntimamente relacionada con el grano de la placa, el problema es mucho más complejo y queda mucho por dilucidar, pues los centros nerviosos elevados interviene también en ello. (Baldwin, J., Schertler, G., y Unger, V. (1997) *J. Mol. Biol.* 272, 144-164)

Anteriormente se ha definido la agudeza visual como **el límite de percepción**, de dos puntos muy próximos, que pueden ser percibidos como diferentes. Este valor angular del espacio más pequeño que el ojo es capaz de discriminar sería la indicación más conveniente para definir la agudeza visual, según las recomendaciones dadas por el Consejo Internacional de Oftalmología (Budapest, 1972)³⁴, pero, en virtud de un uso general, la agudeza visual, admite

este consejo, se expresa por la relación $v = d / D$ (d representa la distancia a que es leído un test, y D la distancia a la cual los optotipos más pequeños legibles son de un ángulo visual de 5 minutos, lo que supone que el detalle característico del optotipo se ve desde el ángulo de un minuto) (Figura 9).

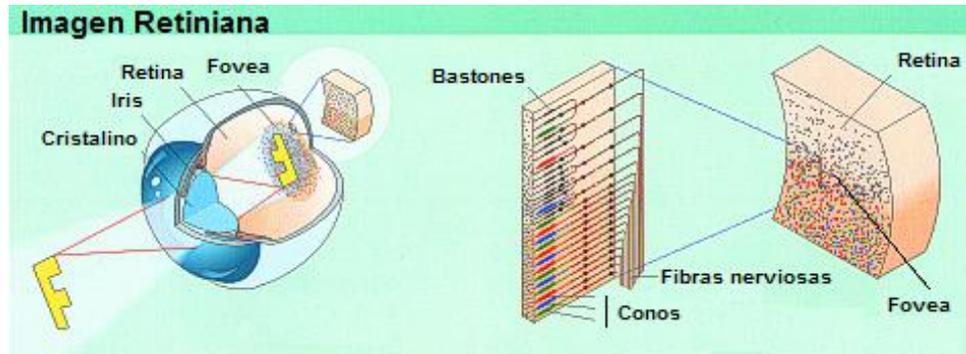


Figura 9. El *mínimo legible* estudia el poder separador del ojo para los caracteres alfabéticos y la capacidad de discriminación que pueden hacer las células receptoras de la retina. (Baldwin, J., Schertler, G., y Unger, V. (1997) *J. Mol. Biol.* 272, 144-164)

La visión central proporciona la máxima agudeza visual y una mayor sensibilidad cromática. Esto disminuye rápidamente del centro a la periferia, sobre todo nasalmente³⁵. A los 30° de excentricidad, la agudeza visual estática se sitúa alrededor de 0.1, y de aproximadamente 0.05 a los 60° (Figura 10).

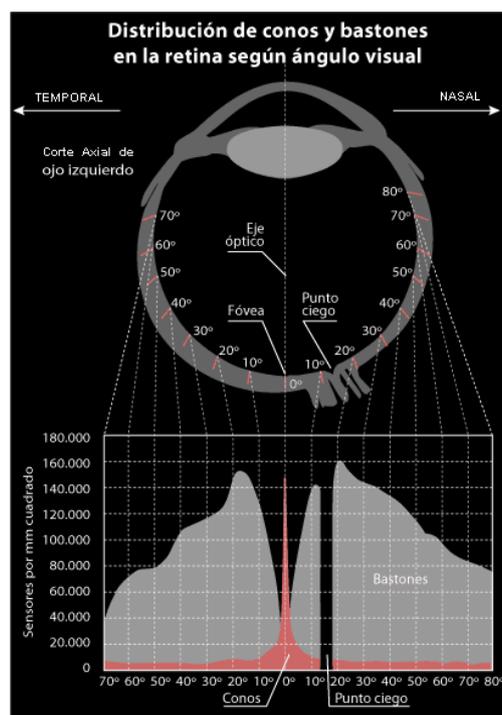


Figura 10. La visión macular proporciona la máxima agudeza visual y del color; sin embargo, la retina periférica, es especialmente sensible a los desplazamientos, siendo su función más característica, la detección del movimiento. (Bockaert, J., y Pin, J. P. (1999) *EMBO J.* 18, 1723-1729)

1.2.3 PODER DE ALINEAMIENTO

Se denomina poder de alineamiento a la facultad de poder discernir ligeras diferencias en el alineamiento de una recta o de poder distinguir las modificaciones en el paralelismo en los bordes de una línea.

El poder de alineamiento es diferente según la orientación de las líneas, siendo más agudo cuando las líneas son verticales. Así vemos que Perdriel³⁶ (1968) da para estos valores 13", si se quiere obtener el 100% de respuestas exactas, y 7" para el 50%. Si se trata de dos líneas orientadas horizontalmente, el valor del ángulo aumenta, siendo de 15" a 19" para obtenerle 100% de respuestas exactas. Para el citado autor esta diferencia entre los valores que se obtienen según la orientación de las líneas habría que explicarla por una intervención psicovisual que facilitaría a la discriminación en las líneas orientadas verticalmente (Figura 11). En el poder del alineamiento puede ser mejorado con el entrenamiento visual. Según Southall³⁷, un sujeto puede llegar a alcanzar un poder de alineamiento 20 veces más sutil que el poder resolutivo, consiguiendo realizar lecturas con un margen de error superior a 3" de arco.

En lo que a los niños se refiere, el estudio del poder de alineamiento durante los primeros años de vida no se puede realizar, por lo tanto no se ha llegado a conocer los valores, ni se han podido hacer estudios. Se acepta que esta facultad visual se desarrolla paralelamente a la del mínimo separable.

Otros conceptos a tener en cuenta son MINIMO DISCERNIBLE DE DESPLAZAMIENTO, otro elemento de la visión, que representa la percepción del más pequeño desplazamiento de un punto⁹⁸. Y el MINIMO DISCERNIBLE DE EXTENSION, considerado como la más pequeña variación de una superficie que resulta perceptible para el ojo³⁸.

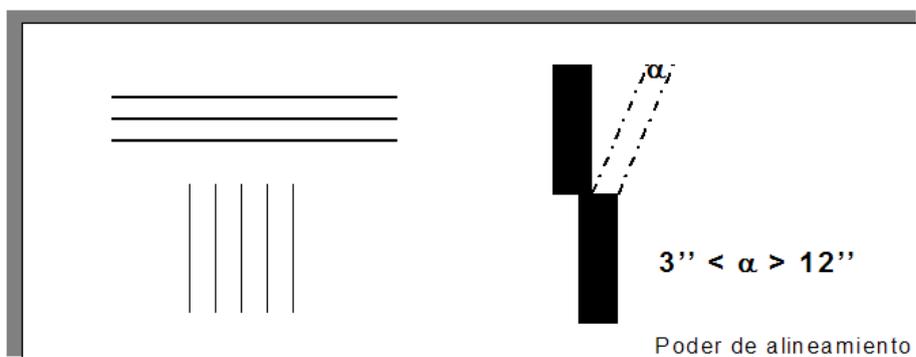


Figura 11. La noción de agudeza "vernier" responde a la percepción del minimum de desplazamiento entre dos líneas casi en prolongación correlativa. Los desplazamientos percibidos dan una medida mucho más fina que las del minimum visible.

1.3 VISION Y NATURALEZA DE LA LUZ

Podemos definir, la percepción visual, como el acto de adquirir conocimiento, interactuar y tener experiencias con el medio ambiente que nos rodea, mediante la estimulación de la vista. Los ojos recogen información del mundo exterior. Esta información llega al cerebro donde es transformada, y procesada. Este procesamiento en el encéfalo se verá influido por nuestras experiencias pasadas y el contexto en el que se percibe³⁹.

La experiencia visual aparece cuando abrimos los ojos y tenemos la experiencia de percibir como la luz se refleja en los objetos del medio físico objetivo. Para que se produzca la visión necesitamos un emisor de luz y, un detector de esa luz. El detector es el ojo y el emisor o distribuidor óptico ambiente, es cualquier punto del espacio emisor de luz, directa, puntual o, secundaria por reflejo de un foco primario. La consecuencia es que si nos situamos en un cierto punto del medio ambiente natural, veremos que sobre él concurren rayos de luz provenientes de todas direcciones: de las fuentes primarias y de las fuentes secundarias que reflejan luz desde todas direcciones. Gibson⁴⁰ introdujo un término nuevo para designar esta distribución de luz: cada punto del espacio posee su “distribución óptica ambiente” (Ambient Optic Array) o AOA. La forma en que la luz entra en el ojo determina el AOA percibido por el sujeto, así el campo visual depende del ángulo en que el ojo inspecciona el espacio (Figura 12).



Figura 12. La escena varía según el ángulo en que se encuentra el observador. La forma en que la luz entra en el ojo determina el AOA percibido por el sujeto, así el campo visual depende del ángulo en que el ojo inspecciona el espacio.

Gracias a la visión nos introducimos en el mundo y “palpamos” los objetos físicos. Esto sería la percepción directa, a diferencia de lo que supone ver una fotografía, entonces ya no tengo ese objeto físico delante que podía sentir por la vista⁴¹.

La luz es el principal protagonista de la percepción visual. La luz con respecto a la visión debe cumplir con una de las siguientes opciones:

- Vehículo o medio de unión entre sensación biológica y mundo exterior, o,
- Sistema de transporte que lleva al cerebro los datos necesarios para que este construya una imagen del mundo, congruente con el exterior, que permita la supervivencia. La luz como «campo» estaría más próxima a la concepción de percepción directa. La luz como “corpúsculo” esta en la línea de la concepción constructivista de la visión.

Uno de los problemas más importantes que se plantea en el orden de la visión, es que las imágenes reales del mundo exterior, tridimensionales, se proyectan sobre la retina transformándose en bidimensionales, lo cual supone una pérdida de información, algo que se manifiesta de forma importante cuando se debe reconstruir la imagen inicial, tridimensional, en el cerebro⁴¹.

Esto significa que el sistema visual no sólo es capaz de construir una imagen “real”, sino también de construir una imagen compuesta de contenidos reales y virtuales. Se han emitido varias teorías que explican la agudeza visual, y difieren según el concepto de la naturaleza de la luz. Así, hay una **teoría geométrica**, una **ondulatoria** y otra **cuántica**⁴². Cada una de ellas es útil para explicar determinados puntos como, por ejemplo, la teoría ondulatoria en cuanto a las modificaciones de la agudeza visual según el color, pero ninguna de ellas es totalmente satisfactoria, cosa que no debe extrañar si se tiene en cuenta que todavía no existe una teoría completa de la luz:

1.3.1 Teoría de la Óptica geométrica.

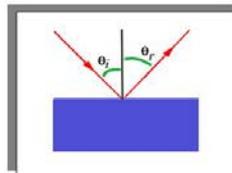
Basada en la propagación rectilínea de la luz, con formación de imágenes por reflexión y refracción. Se fundamenta en las leyes de Snel. La luz es una onda electromagnética que se propaga en línea recta, líneas a las que llamamos rayos. La óptica geométrica estudia el comportamiento de la luz aplicando el concepto de rayo. La formación de sombras y penumbras detrás de un cuerpo opaco nos indica

que la luz se propaga en línea recta, sirviendo como ejemplo los eclipses de Sol y Luna⁴³.

La primera ley de Snel, conocida también como ley de la reflexión, simplemente manifiesta que:

$$\theta_i = \theta_r$$

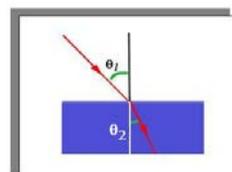
es decir, que el ángulo de incidencia de un rayo es igual al ángulo de reflexión, midiendo ambos ángulos respecto a la normal de la superficie:



La segunda ley de Snell, conocida también como ley de la refracción, indica que:

$$\text{Sen}(\theta_1)n_1 = \text{Sen}(\theta_2)n_2$$

Donde n_1 y n_2 son los *índices de refracción* de los medios 1 y 2, respectivamente.



Cuando $n_2 > n_1$ se dice que el medio dos es *ópticamente más denso* que el medio 1. Reescribiendo la ley de la refracción tenemos que:

$$\text{Sen}(\theta_2) = \frac{n_1}{n_2} \text{Sen}(\theta_1)$$

y al ser $n_2 > n_1$ significa que la fracción n_1/n_2 es menor que 1 y por lo tanto para cualquier ángulo de incidencia existe un ángulo de luz refractada, siendo además este último ángulo *menor* que el de incidencia. De tal forma, cuando la luz pasa de un medio menos denso (ópticamente) a un medio más denso (ópticamente), se acerca a la normal⁴⁴. Cuando la situación es a la inversa (cuando $n_1 > n_2$) la fracción es mayor que 1 y por lo tanto puede darse el caso de que el producto de:

$$\frac{n_1}{n_2} \text{Sen}(\theta_1)$$

sea mayor que 1, por lo que no existiría ningún ángulo θ_2 cuyo seno cumpla la ecuación. En esta situación, la luz no puede “salir” del medio ópticamente denso y se produce el fenómeno conocido como **reflexión total interna**, que consiste en que la totalidad de la energía llevada por la luz se refleja por la frontera entre medios, sin que nada escape al exterior. El ángulo de incidencia a partir del cual ocurre este fenómeno se denomina **ángulo crítico** y viene dado por:

$$\frac{n_1}{n_2} \text{Sen}(\theta_c) = 1 \Leftrightarrow \text{Sen}(\theta_c) = \frac{n_2}{n_1}$$

Por ejemplo, el índice de refracción del aire es $n = 1,00$ y el del agua es $n = 1,33$. Si la luz intenta pasar del agua al aire, sólo podrá hacerlo si su ángulo de incidencia es inferior al ángulo crítico. En este caso concreto, $n_2/n_1 = 1,00/1,33 = 0,750$, con lo que θ_c es aproximadamente 49° .

En la reflexión, el rayo incidente, la normal y el rayo reflejado se encuentran en el mismo plano; y el ángulo de incidencia es igual al de reflexión. Esto se cumple solo en caso de reflexión regular, es decir, sobre una superficie pulida. Mientras que en la refracción, el rayo incidente, la normal y el rayo refractado están en el mismo plano; de modo que si el rayo pasa a un medio más refringente el rayo se acerca a la normal. Siendo:

$$\frac{\text{sen}_i}{\text{sen}_r} = \frac{n_2}{n_1}$$

Son las leyes que sustentan el principio óptico de la formación de la imagen, usado en la construcción óptica de espejos y lentes. En las lentes delgadas podemos construir las imágenes conociendo al menos las trayectorias de dos rayos. Hay tres rayos de fácil trayectoria:

- Uno paralelo al eje que se refracta hacia el foco imagen.
- Uno que pase por el centro de la lente y que no se refracta.
- Uno que pase por el foco objeto y se refracte paralelo al eje.

En las lentes convergentes, si el objeto está a mayor distancia de la lente que el doble de la distancia del foco objeto a la lente, la imagen es invertida y menor que el objeto. Si está a una distancia menor que el doble de la distancia del foco objeto a la lente, la imagen es invertida y mayor que el objeto. Si el objeto está sobre el foco objeto, no se forma imagen⁴⁵. La imagen es real cuando la distancia imagen es positiva, y es virtual cuando ésta es negativa.

1.3.2 Teoría corpuscular y ondulatoria.

La teoría del modelo corpuscular data de 1671 y es obra de Isaac Newton⁴⁶. Sostiene que la luz está formada por pequeñas partículas. Explica la propagación rectilínea de la luz, las sombras, la propagación en el vacío y los fenómenos de reflexión y refracción. Producen la visión al chocar con la retina. Los colores se deben a la existencia de corpúsculos de diferentes masas. La reflexión es debida al choque de estas partículas sobre una superficie pulida, la velocidad no varía y el ángulo de incidencia es igual al reflejado. La reflexión es debida a la existencia de fuerzas entre los corpúsculos y la materia. Así, la velocidad debería ser mayor en el vidrio o en el agua que en el aire⁴⁷.

El Modelo ondulatorio, enunciado por Huygens en 1678⁴⁸, sostiene que la luz se propaga por medio de pequeñas ondas longitudinales similares a las del sonido. Y, como toda onda necesita un medio de propagación, esta teoría supone la existencia de un medio ideal, el éter lumínico que ocupa todo. Es compatible con la reflexión, la refracción y las interferencias luminosas. Pero en lo referente a la refracción, la velocidad debería ser mayor en el aire que en el vidrio o en el agua, al contrario que en la teoría corpuscular. Pero debido al mayor prestigio de Newton, la teoría ondulatoria fue olvidada hasta que Thomas Young, Fresnel y Foucault demuestran su validez. El primero estudia las interferencias, el segundo la difracción y el tercero demostró que la velocidad de la luz es menor en el agua que en el aire. La contradicción de la existencia de un utópico éter lumínico la superó Maxwell⁴⁹ cuando demostró que la luz es una onda electromagnética que no necesita de ningún medio de propagación.

1.3.3 Teoría electromagnética de la luz.

Maxwell⁴⁹ obtuvo una ecuación de onda para el campo eléctrico y otro para el magnético, ambos viajan a la velocidad de la luz, y se propagan en el vacío.

Las ondas electromagnéticas son un campo magnético y otro eléctrico que se propagan en la misma dirección en planos perpendiculares entre sí. Son ondas transversales. La luz es una onda electromagnética, y la óptica estudia todo lo relacionado a ella⁵⁰.

a. Ondas electromagnéticas.

Las ondas electromagnéticas aparecen en consecuencia de la aceleración de una carga. Se propagan en el vacío, pero también sobre medio materiales, variando

en este caso su velocidad (Figura 13). A un campo eléctrico siempre acompaña uno magnético y viceversa⁵¹.

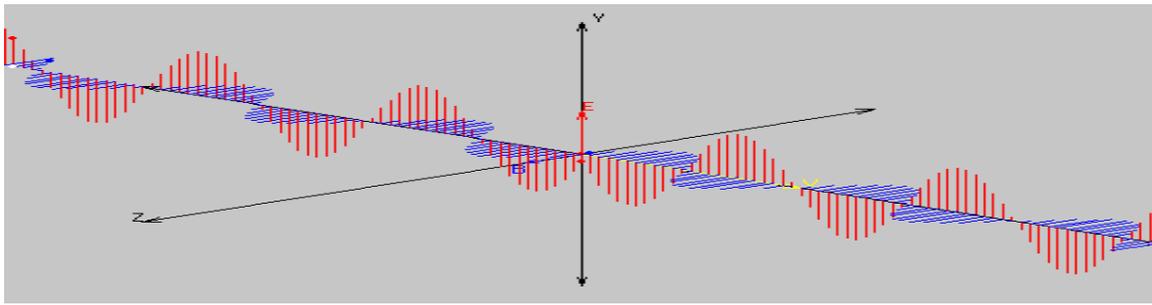


Figura 13. Las ondas electromagnéticas son transversales, en ellas la dirección de los campos eléctrico y magnético son perpendiculares a la dirección de propagación. A diferencia de las ondas mecánicas, las ondas electromagnéticas no necesitan de un medio material para propagarse.

Hertz⁵², después de que Maxwell obtuviera las ecuaciones de onda de la luz, describió unas ondas electromagnéticas que más tarde serían las ondas de radio. Éstas serían de frecuencia mucho mayor a la de la luz. La experiencia se basó en crear una oscilación de cargas aceleradas, que provocarían el campo electromagnético, con la misma frecuencia con la que oscilan las cargas. Con estas ondas, Hertz verificó las teorías de Maxwell a comprobar que éstas eran análogas a las ondas de la luz⁵³.

b. Propiedades de las Ondas electromagnéticas.

Maxwell⁵⁴ enunció cuatro leyes con relación a los campos eléctrico y magnético. Combinando todas ellas, obtuvo las ecuaciones de ondas para los campos magnético y eléctrico. Dedujo que ambas, combinadas en planos perpendiculares entre sí y propagándose a la velocidad de la luz, conforman las ondas electromagnéticas, que se propagan en el vacío.

En su teoría unificada del Electromagnetismo, Maxwell predijo la existencia de las Ondas Electromagnéticas como consecuencia natural de las leyes fundamentales expresadas en sus cuatro ecuaciones. Años más tarde, Hertz y Righi⁵⁵ se encargarían de corroborar este fenómeno. Maxwell⁵⁶ demostró que las ondas electromagnéticas (propagándose a lo largo de una dirección x) en el espacio libre se describirían por medio de las siguientes ecuaciones:

$$\frac{\partial^2 E}{\partial x^2} = \mu_0 \epsilon_0 \frac{\partial^2 E}{\partial t^2} \quad y \quad \frac{\partial^2 B}{\partial x^2} = \mu_0 \epsilon_0 \frac{\partial^2 B}{\partial t^2}$$

que muestran una forma similar a la ecuación general de onda, donde la rapidez de las ondas vendría dada por:

$$\frac{1}{\sqrt{\mu_0 \epsilon_0}}$$

Tomando los valores más acertados de μ_0 y de ϵ_0 se encuentra que esta es precisamente la velocidad de la luz, por lo tanto concluimos que la luz es una onda electromagnética.

c. Velocidad de propagación de las ondas electromagnéticas.

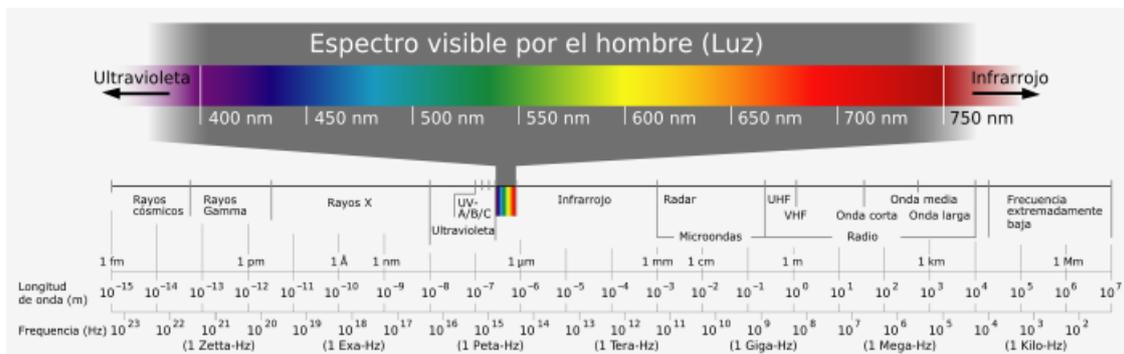
Después de tantos intentos e hipótesis, se determinó la velocidad de la luz en 3.108 m/s en el vacío. En el aire es prácticamente la misma y el agua bastante inferior. Se dejó así de pensar que la velocidad de la luz era infinita. El índice de refracción de un medio material es la relación entre la velocidad de la luz en el vacío y la velocidad de la luz en él.

$$N = c / v$$

Siempre es mayor que la unidad. Cuando la luz se propaga en el vacío su velocidad es constante, pero en un medio material depende de la longitud de onda, en este caso la frecuencia es constante⁵⁷.

d. Espectro electromagnético

El espectro electromagnético es el conjunto de todas las radiaciones de distinta frecuencia en que puede descomponerse la radiación electromagnética. Todas tienen el mismo origen, solo se diferencian por la frecuencia y longitud de onda (Figura 14).



Rojo 6200 – 7500, Naranja 5900 – 6200, Amarillo 5700 – 5900, Verde 4900 – 5700, Azul 4300 – 4900, Violeta 4000 – 4300.

Figura 14. La luz se compone de partículas energizadas denominadas fotones, cuyo grado de energía y frecuencia determina la longitud de onda y el color. Según estudios científicos, la luz sería una corriente de paquetes fotónicos que se mueven en el campo en forma ondulatoria por un lado y en forma corpuscular por otro. (Marr D. «Vision: A Computational Investigation into the Human representation and Processing of Visual Information». San Francisco 1982; W.H. Freeman)

- Ondas de radio (104 hz – 1010 hz). Se usan en radio difusión y telecomunicaciones.

- Microondas (10¹⁰ hz – 10¹² hz). Producidas por la vibración de moléculas, se usan en hornos y radares.
- Radiación infrarroja. (3x10¹² hz – 3x10¹⁴ hz). Producidas por vibraciones de átomos, se usan en industria y medicina.
- Luz visible (4000 - 7500; 4x10¹⁴ hz – 7x10¹⁴ hz). Son las que nuestra retina percibe, los colores dependen de la longitud de onda.
- Radiación ultravioleta (7x10¹⁴ hz – 10¹⁷ hz). Producida por saltos electrónicos entre átomos, se emplean en medicina. El Sol los emite.
- Rayos X (10¹⁷ hz – 10¹⁹ hz). Su longitud de onda es del tamaño de los átomos. Se usan en industria y medicina, pero su exposición excesiva puede ser nociva.
- Rayos gamma. (más de 10¹⁹ hz). Su longitud de onda es del tamaño de los núcleos atómicos. Son producidas en las reacciones nucleares. Su gran poder de penetración les hacen ser muy peligrosos.

La luz es una parte del espectro electromagnético, con sus respectivas longitudes de onda, al igual que las ondas de radio, las microondas, rayos ultravioleta, y los infrarojos, con características individuales a cada una de ellas. La Luz es entonces la región del espectro electromagnético visible al ojo⁵⁸. Los límites del espectro visible están relacionados con la curva de sensibilidad del ojo, y rondan un valor de entre 4300 Å y 6900 Å.

Igualmente Maxwell tiene el mérito de ser el padre de la síntesis aditiva⁵⁴. Hizo que el fotógrafo Thomas Sutton fotografiara una estampado escocés tres veces, cada vez con un filtro de color diferente sobre la lente. Las tres imágenes fueron proyectadas en una pantalla con tres proyectores diferentes. Al unir los tres focos formó una imagen a todo color (Figura 15), de este modo demostró los principios de la síntesis de color⁵⁹.

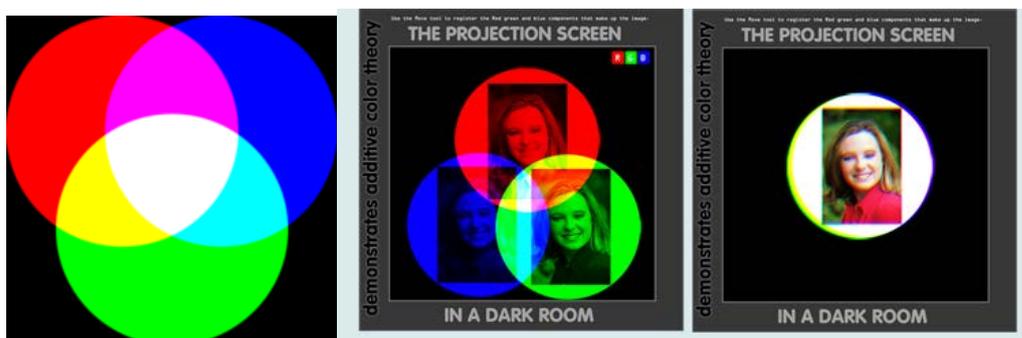


Figura 15. Combinando los tres colores primarios de luz con las mismas intensidades, se produce el blanco. Variando la intensidad de cada luz de color finalmente deja ver el espectro completo de estas tres luces

1.3.4 Teoría Cuántica.

Sin embargo, la teoría electromagnética clásica no podía explicar la emisión de electrones por un conductor cuando incide luz sobre su superficie, fenómeno conocido como efecto fotoeléctrico⁶⁰.

Este efecto consiste en la emisión espontánea de electrones (o la generación de una diferencia de potencial eléctrico) en algunos sólidos (metálicos o semiconductores) irradiados por luz. Fue descubierto y descrito experimentalmente por Heinrich Hertz en 1887⁶¹ y suponía un importante desafío a la teoría electromagnética de la luz. En 1905, el joven físico Albert Einstein⁶² presentó una explicación del efecto fotoeléctrico basándose en una idea propuesta anteriormente por Planck para la emisión espontánea de radiación lumínica por cuerpos cálidos y postuló que la energía de un haz luminoso se hallaba concentrada en pequeños paquetes, que denominó cuantos de energía y que en el caso de la luz se denominan fotones⁶³. El mecanismo del efecto fotoeléctrico consistiría en la transferencia de energía de un fotón a un electrón. Cada fotón tiene una energía proporcional a la frecuencia de vibración del campo electromagnético que lo conforma. Posteriormente, los experimentos de Millikan⁶³ demostraron que la energía cinética de los fotoelectrones coincidía exactamente con la dada por la fórmula de Einstein⁶⁴.

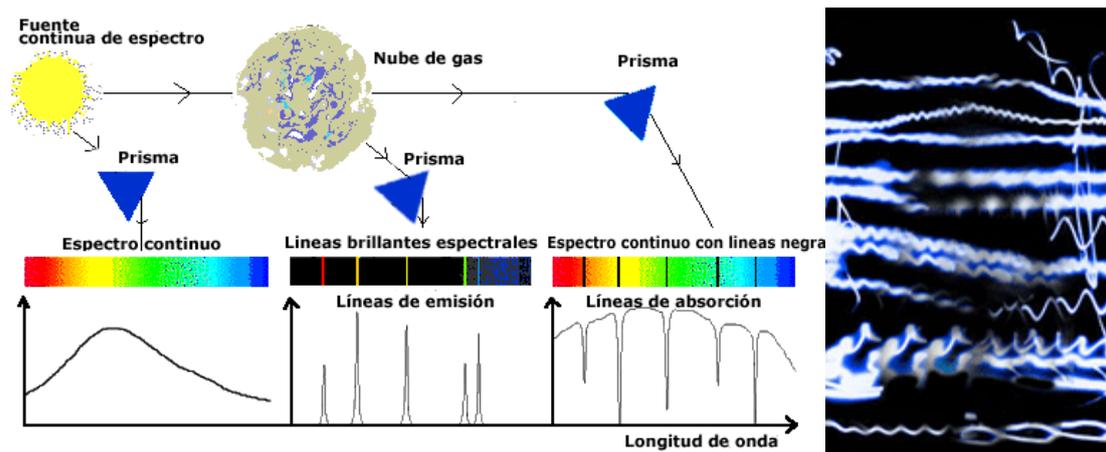


Figura 16. Cuando un haz luminoso incide en un vidrio parte de él lo atraviesa y la otra parte se refleja. Si consideramos que la luz está formada por fotones explicaríamos la experiencia anterior diciendo que la superficie del vidrio admite que algunos fotones sigan su camino y que otros boten y regresen. La aceptación de la estructura atómica obliga a responder qué sucede a cada componente por lo que cabe preguntarse qué ocurriría si incide un sólo fotón en la superficie del vidrio; ¿el fotón pasa o se regresa? Antes de tener una respuesta surge, inevitablemente, otra pregunta: ¿el fotón es una partícula puntual?⁸⁶ (Adaptado de: Frisby JP. «Seeing, Illusion, Brain ans Mind». Oxford University Press, 1979. Roxby & Linsey Ltd.)

El punto de vista actual es aceptar el hecho de que la luz posee una doble naturaleza que explica de forma diferente los fenómenos de la propagación de la luz (naturaleza ondulatoria) y de la interacción de la luz y la materia (naturaleza corpuscular). Esta dualidad onda/partícula, postulada inicialmente para la luz (Figura 16), se aplica en la actualidad de manera generalizada para todas las partículas materiales y constituye uno de los principios básicos de la mecánica cuántica⁶⁵.

1.4 ENGRANAJE DE LA VISIÓN

El origen evolutivo del sentido de la visión, se encuentra en el hecho de que ciertas moléculas son sensibles a la luz, lo cual supone una ventaja para el organismo que las posee²⁰. Según el número de fotorreceptores su distribución y funcionamiento, aparecerán diferencias en el sistema visual de cada especie.

El mejor modelo receptor es el que se asemeja a la cámara oscura con una lente en el orificio de entrada, del que ya hablamos con anterioridad. Otro aspecto fundamental que es necesario entender, es que las imágenes que, iniciándose en la retina, terminan apareciendo en nuestro cerebro, no tienen sentido o no se conciben sin un “yo consciente”, sin un sujeto o conciencia que “ve” las imágenes y las inspecciona, dirigiendo la mirada al objeto fijado que copia nuestra atención. Nuestra experiencia fenomenológica nos dice que ese objeto existe y que juega un papel importante en la visión²¹. Se produce una reconstrucción de los estímulos que llegan del exterior, y en una fase posterior, tomen sentido y significación (Figura 17).

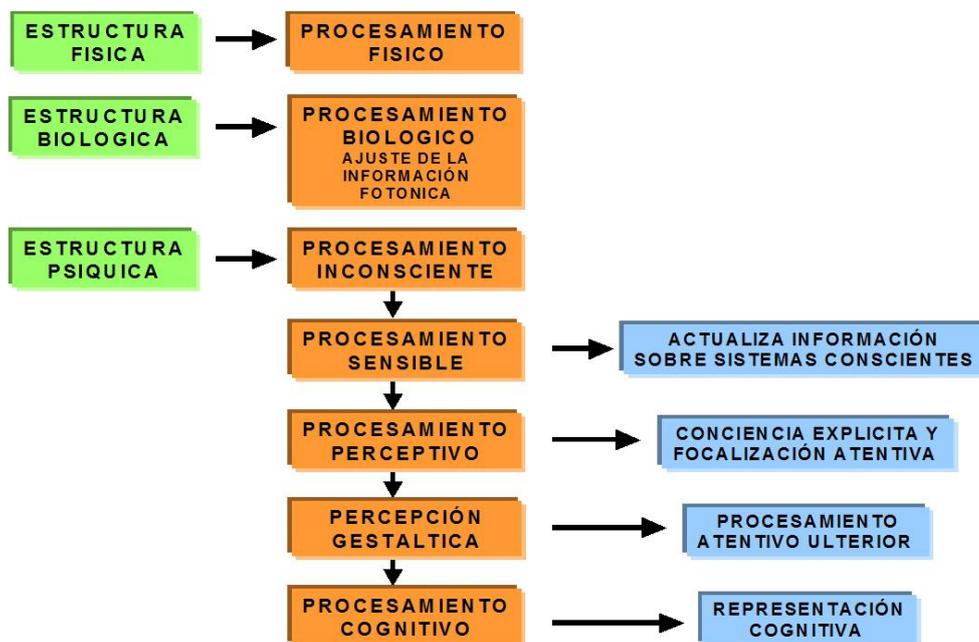


Figura 17. Niveles organizativos en la percepción visual. A modo de esquema podemos decir que en la percepción visual se pueden definir tres niveles organizativos con sus correspondientes subsistemas.

Entre el proceso perceptivo y cognitivo se instala la percepción gestáltica. Parece probado que dentro de la percepción visual, nuestro sistema de procesado, funciona con un paso que consiste en la construcción de formas y figuras, algo que se produce de forma automática, siguiendo unos principios que fueron postulados en 1912 por Max Wertheimer y los psicólogos de la Gestalt⁶⁶

Para los gestálticos la percepción supone detectar las señales de la escena, los aspectos que destacan o propiedades emergentes. De forma casi inmediata se diferencia entre las figuras de la escena y el fondo irrelevante. Se derivan una serie de propiedades geométricas que son exclusivas del todo resultante, y que no corresponde a la suma individual de cada punto, línea o contraste, que llega a la retina, así el todo es mayor que la suma de las partes.

La información del mundo real impacta en la retina y de aquí llega al cerebro, donde se organiza según unos patrones o leyes que los gestálticos trataron de definir (Figura 18). Uno de los aspectos más importantes era ver los puntos o propiedades emergentes que tenían mayor relevancia a la hora de contribuir en la génesis de las figuras y, finalmente de la imagen psíquica. Más recientemente se ha propuesto la línea basada en la topología matemática y en la teoría de conjuntos⁶⁷. En la mayoría de casos se converge hacia la ley de la “pregnanancia” o de la “buena figura”, que señala que se tiende a formar aquellas figuras más simples e inmediatas, bien porque suponen un mínimo esfuerzo o gasto de energía, tal como propone Garner⁶⁸, ó porque son fruto del proceso evolutivo. Las figuras se construyen según los patrones que tenemos mayor tendencia a utilizar, por ello cuando encontramos una palabra equivocada en un libro nos es fácil darnos cuenta de ese error, ya que percibimos toda la palabra, tal como la tenemos codificada neuronalmente⁶⁹.

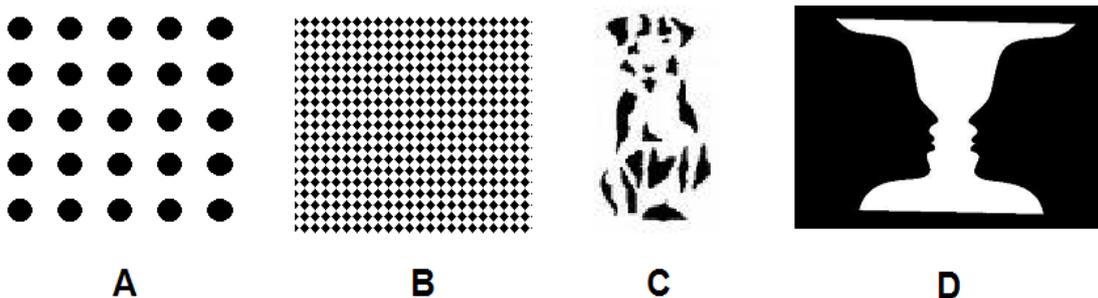


Figura 18. Patrones de organización gestáltica: A, Patrón de proximidad. B, Patrón de similitud. C, Patrón de clausura y D, Patrón de continuidad. (Campbell FW and Robson JG. «Application of Fourier analysis to the visibility of gratings» J. Physiolo, 1968, 197: 551-566)

El mecanismo de percepción tiene una base mixta. Se inicia con un constructor de la información puntual que procede del exterior, del análisis de ciertos aspectos de contrastes, bordes, etc., mecanismo “bottom up” o ascendente. Se llegaría a un primer esbozo que se integraría en algún patrón de figura previamente aprendido y almacenado en nuestra memoria, mecanismo “top down” o

descendente. Así se ahorra tiempo y esfuerzo en el reconocimiento de la escena que estamos presenciando.

La luz que proviene del exterior, en su paso desde la cara anterior de la córnea hasta la retina, sufre un filtrado de forma que tan sólo pasarán las frecuencias bajas y medias, es lo que se conoce como “Low Pass Filtering”⁷⁰. El sistema óptico del ojo está constituido de forma que sus lentes tienen un grado de pureza (MTF: Modular Transfer Function) que no dejan pasar frecuencias superiores a 60 ciclos/grado, donde la agudeza visual 20/20 corresponde a frecuencias de 30 ciclos/grado. Cuando la luz llega a la retina se encuentra con otra limitación, la distancia entre los fotorreceptores. Para que podamos distinguir entre dos puntos, la frecuencia lumínica no debe ser inferior a la distancia que separa dos fotorreceptores contiguos, si la frecuencia es menor, un punto caerá sobre un fotorreceptor y el otro no, por lo que sólo se percibirá un solo punto. Lo que se conoce como límite de Nyquist, se corresponde a 60 ciclos/grado. Cuando las frecuencias superan este límite se produce una pérdida de información que se compensa con una construcción aproximada, fenómeno “aliasing”⁷¹ (Figura 20).

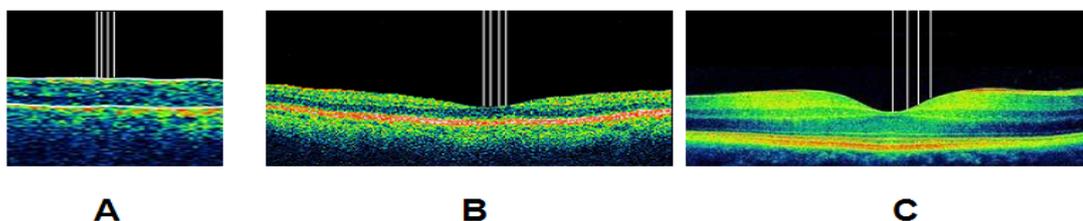


Figura 20. En la imagen A, el haz de rayos de luz que incide sobre la mácula de un sapo superan el límite Nyquist. En la imagen B, el mismo haz de rayos de luz dispuestos sobre la mácula humana, superan, igualmente, el límite Nyquist siendo necesario recurrir al “aliasing” para mejorar la visión. En la imagen C, el mismo haz de rayos de luz incidiendo oblicuamente sobre la mácula de un águila. Se observa cómo se supera el límite Nyquist pero sin necesidad de recurrir al «aliasing», el resultado es una visión de 10/20. Imágenes por tomografía de coherencia óptica (OCT) de máculas de sapo, humana y de águila respectivamente.

El paso siguiente es lo que conocemos como *Band Pass Spatial Frequency Filtres*⁷². Se trata de un nuevo filtrado que se inicia en las células ganglionares, aunque es en el Núcleo Geniculado Lateral donde se produce de forma intensa. A este nivel se produce un filtrado de las frecuencias altas medias y bajas. Habría células con campos receptores de distinto tamaño que se adaptarían a cada una de las frecuencias base. Se establece un sistema multicanal de frecuencias espaciales. Esto lo podemos comprobar con el CSF o Contrasts Sensitivity Function (Figura 21),

donde se observa que las frecuencias medias se perciben mejor que las bajas y las altas, indicando una independencia en las vías que controlan estas frecuencias espaciales⁷³. Cuando se realiza el estudio donde se sitúa el punto off del CSF, volvemos a encontrar que está entre 30 y 50 ciclos/grado, similar al que veíamos para el MTF del sistema óptico ocular y el límite Nyquist⁷⁴.

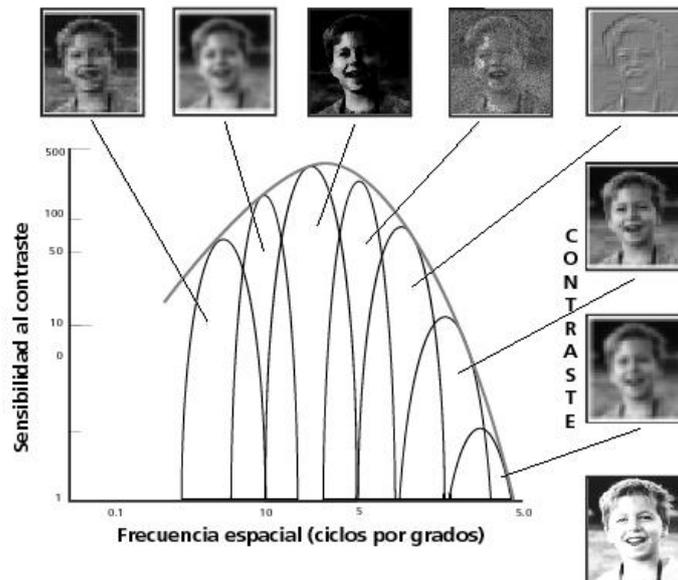


Figura 21. Curva de sensibilidad al contraste. Se observa que las frecuencias medias se perciben mejor que las bajas y las altas, indicando una independencia en las vías que controlan estas frecuencias espaciales. Lo cual nos indica que el sistema de percepción visual prima a las frecuencias medias y atenúa a las bajas y las altas, por eso se admite que uno de los pasos en la percepción se rige por un filtrado de bandas de frecuencia espacial. (Campbell FW, Green DG. «Optical and retinal factors affecting visual resolution», J. Physiol. 1965, 181: 576-593.)

Las frecuencias espaciales altas llegan al córtex a través de la vía parvocelular (vía P), mientras que las bajas y medias lo hacen por las vía magnocelular (vía M). Lesiones experimentales en monos en la vía P, producen alteraciones en la discriminación de pequeños detalles en los objetos, mientras que los contornos más groseros se detectan perfectamente, ya que permanece íntegra la vía M. La situación contraria se producía con la lesión específica de la vía M. Cuando la información llega al córtex se produce un nuevo análisis. Queda una tercera vía, la koniocelular o vía K, más específica para la percepción del color y se relaciona con las vías magno y parvo celulares⁷⁵.

Uno de los problemas que tenemos en la percepción visual, en esta primera fase ascendente “bottom up”, es la detección de texturas. Cuando vemos superficies con constancia de color y luminosidad, el cerebro tiende a obviar la región que delimita los bordes. Para que no se produzca este fenómeno y no perdamos

información del entorno, las células corticales realizan un análisis de zonas de contraste, establecen el cálculo de las diferencias que se generan en los campos receptores de las células (Figura 22)

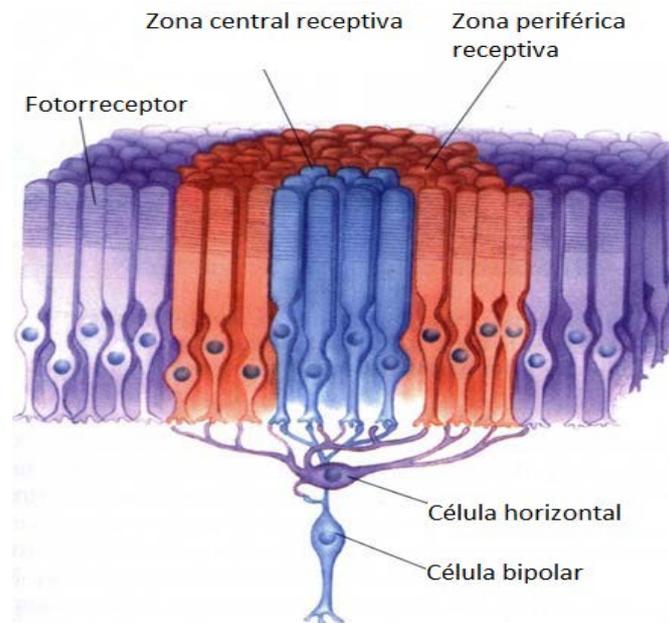


Figura 22. Hay dos tipos de campos receptivos, y, por tanto, de respuestas ganglionares: de centro encendido y de centro apagado. En el primer caso, la célula ganglionar se activa máximamente si se activan los receptores del centro de su campo y permanecen sin activar los receptores de la periferia. En el segundo caso, sucede justo lo contrario, esto es, la ganglionar está máximamente activa si los receptores del centro de su campo no son activados por la luz y sí lo son los situados en la periferia. (Frisby JP. «Seeing, Illusion, Brain ans Mind». Oxford University Press, 1979. Roxby & Linsey Ltd.)

Lo primero que hacen las células simples de V1 es buscar los bordes y esquinas de la escena, y para ello utiliza sus campos receptores rectangulares y las células específicas tipo “end stopping”. La información que se obtiene es muy primitiva y es lo que se denominó “primal sketch”. Esta información se genera en V1, en la zona interblobs, pasando a las capas 2 y 3 de V1, de aquí pasaría a V2 y posteriormente a V4, conectando con la información que llega de los blobs especializados en el color. En V4 se procesaría esta información, dando significado a “qué es lo que vemos”, ya que se unifica información de bordes, esquinas y formas, con información en color que ayuda a este tipo de detección⁷⁶.

El paso siguiente es realizar la primera construcción de los objetos que se presentan en la escena visual, es lo que se conoce como “occluding contour”. Marr⁷⁷ lo describe como el esbozo en 2½ D, ya que se inicia una construcción que intenta dar volumen al objeto siguiendo unos patrones básicos de conos. Este esbozo dará lugar a otro tipo de esbozo que se parece más a objetos conocidos, como una

cabeza o un brazo, hasta componer lo que sería la estructura tridimensional básica de un cuerpo. Estas estructuras básicas se denominan geones (Figura 23).

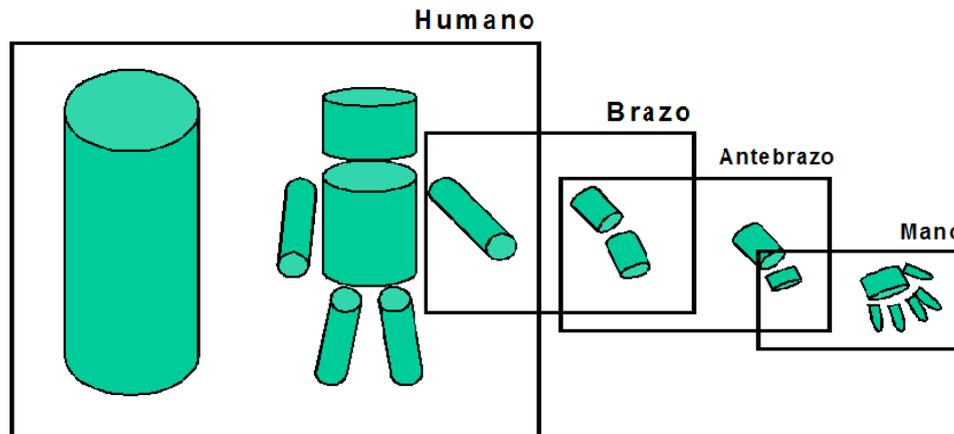


Figura 23. Esquema original de Marr donde se ilustra cómo se construye un modelo tridimensional de una figura a partir de figuras geométricas cilíndricas (geones). (Marr D. «Vision: A Computational Investigation into the Human representation and Processing of Visual Information». San Francisco 1982; W.H. Freeman)

Un aspecto importante sobre la visión y la forma o mecanismo que tenemos de “construir” la imagen o escena visual, es el hecho de que cuando abrimos los ojos, antes de que se inicien los mecanismos de atención (Atentivos) y de fovealización, de una forma inconsciente ya percibimos ese mundo real de figuras. Primero habría un nivel o estadio preatentivo de procesamiento de ciertos elementos “primitivos”, y luego se produciría un segundo nivel o estadio de atento, consciente y con carácter cognitivo, donde el sujeto agrupa esos elementos primitivos en ciertas formas unitarias que pueden ser superficies, manchas de color, texturas, etc. O incluso objetos. Este segundo estadio se debería a la actividad gestáltica. La combinación de geones conforma el objeto. Esta idea, con cierto carácter constructivista, entra en lo que denominamos línea “bottom up”, donde la imagen final se alcanza desde un proceso de nivel inferior, construida con elementos tipo figura, pero en todo caso, más simples⁷⁸. Para la Gestalt⁶⁹, en la fase preatentiva, inconsciente, ya aparecen figuras, como se señaló anteriormente, al abrir los ojos, incluso en el momento de no atención, vemos cosas definidas y, en la fase atenta, buscamos objetos o puntos de Fijación donde focalizamos nuestra atención. Es un mecanismo de tipo “top down”, a diferencia de la anterior, constructivista, que elabora la información de abajo hacia arriba, “bottom up”. Lo cual explicaría porque se da el fenómeno de la “constancia perceptual” que mantiene la iluminación, colores, posiciones, tamaños, etc. El proceso de construcción de las figuras se da en las fases iniciales de la constitución de la imagen, en la fase inconsciente.

1.5 FACTORES QUE MODIFICAN LA VISION

La agudeza visual depende de varios factores, que pueden agruparse en tres. El primero es la naturaleza íntima de la luz, el segundo la estructura de la pantalla retiniana, la cual será capaz de analizar tantos más detalles de los objetos cuanto mayor sea el número de receptores. Y el tercer factor es la calidad óptica de la imagen retiniana⁷⁹. Seguidamente vamos a analizar un detallado estudio de cada uno de estos factores.

1.5.1 DIFRACCION

Al ojo, aun en el caso de ser óptimamente perfecto, los fenómenos de difracción de la luz le impondrán un límite en su agudeza visual. Por efecto de la difracción, la imagen de un punto jamás es un punto, sino un pequeño disco rodeado de anillos⁸⁰. El diámetro de este disco es inversamente proporcional al diámetro pupilar. Un cálculo aproximado demuestra que el diámetro del círculo de difracción para la luz amarillo, con un diámetro pupilar de 4mm, es de unas tres micras, siendo también de tres micras aproximadamente la distancia entre los ejes de dos conos en el centro de la fóvea. Por lo tanto, la naturaleza ha dado a la retina el número justo de elementos para poder analizar la mejor imagen que es capaz de formar el aparato dióptrico ocular (Figura 24).

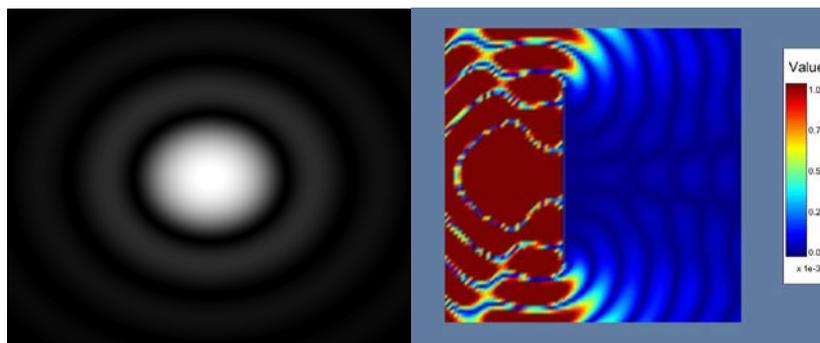


Figura 24. Disco de Airy ideal producido por la difracción de una fuente de luz puntual a través de un sistema óptico de apertura circular. El fenómeno de la difracción es un fenómeno de tipo interferencial y como tal requiere la superposición de ondas coherentes entre sí. Los efectos de la difracción disminuyen hasta hacerse indetectables a medida que el tamaño del objeto aumenta comparado con la longitud de onda.

Según esto, la difracción es mucho más importante en miosis que en midriasis. Si tenemos en cuenta que las imágenes son mejores, pero menos luminosas, con pupilas pequeñas, y que, inversamente, la difracción es menor y la iluminación de la imagen mayor con pupilas grandes, es decir, que la calidad de la imagen y la

difracción siguen leyes opuestas, vemos que las pupilas grandes del niño tienden a ofrecer una imagen más luminosa con una difracción menor⁸¹.

1.5.2 FACTORES DEPENDIENTES DEL OJO

La agudeza visual se encuentra disminuida en las ametropías, y la agudeza visual tiene ciertas variaciones fisiológicas individuales dependientes del grado de centraje de sus dióptricos.

Las aberraciones esféricas del ojo obran de una manera clara en la disminución de la agudeza visual periférica. Esta disminución es debida también al menor número de conos en la retina periférica.

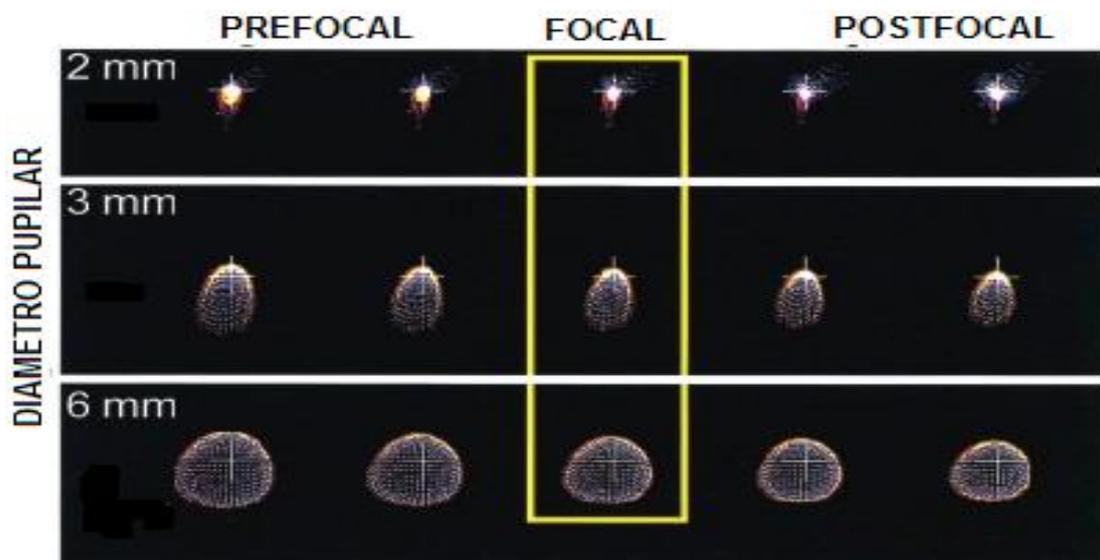


Figura 25. Distorsión del punto focal según el diámetro pupilar y la ametropía. Si el tamaño pupilar es muy pequeño, la imagen será nítida, pero se producirán modificaciones importantes de la luminosidad de dicha imagen, por lo cual, con diámetros pequeños, las variaciones de luminosidad de los objetos repercutirán en gran manera sobre la agudeza, cosa que no ocurre con los tamaños pupilares medios. (Allen L, Beijersbergen MW, Spreuw RJC, Woerdman JP. Orbital angular momentum of light and the transformation of Laguerre-gaussian laser modes. Phys Rev A 1992; 45 (11): 8185-89.)

El papel de la pupila tiene una gran importancia en la calidad de la agudeza visual. En el tamaño de la pupila las dimensiones extremas de midriasis y miosis, y la pupila de tamaño medio, influyen sobre la visión. Cuando la pupila tiene un tamaño medio (2mm, por ejemplo), este diámetro tiene escasa acción sobre la agudeza visual, es decir muy poco las curvas de agudeza en función del contraste⁸².

Cuando la pupila está muy dilatada entran en juego todas las aberraciones del dióptico ocular, así como fenómenos de difusión, por lo que la agudeza visual disminuye, además del deslumbramiento si la iluminación es fuerte (Figura 25).

1.5.3 FACTORES DEPENDIENTES DE LA RETINA.

Para que dos puntos puedan verse separados es necesario que se impresionen dos conos y que estos se hallen asimismo separados por un cono impresionado (Figura 26).

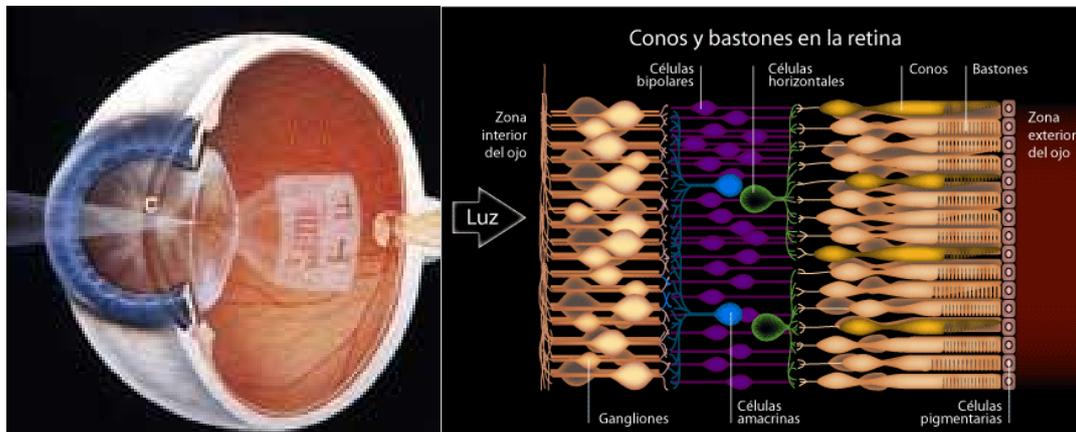


Figura 26. La borrosidad de la imagen percibida depende no solamente de las imperfecciones del ojo como aparato óptico, y del número de conos por unidad de superficie, sino también de las interacciones de las células de asociación. Esta interacción es la base de ciertas sensaciones, por ejemplo la de que dos cuadrados exactamente iguales, uno negro y otro blanco, colocados uno al lado de otro, no parecen de la misma dimensión.

Las estrellas proporcionan otro ejemplo de lo complejo que resulta la visión de las formas. Una estrella debiera ser vista como un punto y no como ocurre en la realidad, es decir, de forma estrellada con varios brazos. El ejemplo de la estrella también demuestra otra cosa y es que las superficies luminosas situadas en el infinito no pueden ser vistas por un ángulo visual, que es nulo, sino por la cantidad de energía que llega a los receptores retinianos. El observador dice, de una manera errónea, que la estrella es tanto mayor cuanto más luminoso se la ve, cosa que no es cierta, ya que la luminosidad depende no solamente del tamaño sino también de la distancia que la separa del observador.

1.5.4 INFLUENCIA DE LOS MOVIMIENTOS OCULARES

Durante la fijación, el ojo no está completamente inmóvil, por lo que el concepto del reposo total del globo ocular durante la fijación no es más que aproximado. Mediante ciertos dispositivos se ha demostrado que el ojo está animado de finos movimientos de una parte a otra de su eje de fijación. Estos pequeños movimientos oculares reciben la denominación de micronistagmo.

Este micronistagmo barre de una manera constante la imagen retiniana, lo que hace cambiar sus propiedades, siendo un fenómeno muy importante para explicar las

propiedades de percepción de dicha imagen⁸³. El micronistagmo hace que un punto luminoso no caiga continuamente sobre la misma célula visual, ni aun en aquellos casos en que el sujeto tiene la sensación de que su ojo está completamente inmóvil. Un grupo de conos se pasea continuamente por la imagen retiniana, resultando de ello una renovación constante de dicha imagen y, merced a la rápida adaptación de cada célula visual, la capacidad de poder apreciar los débiles contrastes aumenta más con estos pequeños movimientos que si la imagen estuviese inmóvil sobre la retina. Gracias a estos micromovimientos se garantiza la persistencia de la visión, de lo contrario se produciría la desaparición casi total de los contrastes de la imagen⁸⁴.

1.5.5 EL MOVIMIENTO

El movimiento es un cambio en la posición relativa de unos objetos con respecto a otros. La sensación de movimiento la tenemos sobre la base de tres posibles situaciones:

- La cabeza y los ojos están fijos y un objeto se mueve en el Campo Visual deslizándose sobre nuestra retina,
- Porque el objeto y ojos están fijos y movemos la cabeza, ó
- Porque el objeto y la cabeza están fijos y movemos los ojos.

Para los constructivistas⁸⁵, el cerebro tiene mecanismos para identificar si movemos la cabeza y/o los ojos, de tal forma que si no se ponen en marcha estos detectores significa que lo único que se mueve es el objeto en nuestro Campo Visual. Esta información interna proviene del sistema vestibular y de los músculos extrínsecos⁸⁶. La percepción dinámica del movimiento sigue una vía neurológica que se inicia en las células ganglionares tipo magno y, parcialmente en las células K. Esta vía sería responsable de transmitir estímulos relacionados especialmente con el control de los movimientos oculares a través de la vía pulvinar⁸⁷.

Los estudios neuroanatómicos demuestran la existencia de células y vías especializadas en el movimiento. En la retina serían las células Y, más abundantes en la periferia, las que inician la vía magnocelular hasta V1. Estas células especializadas en la detección de movimiento, se subespecializarían en la detección de sintonías específicas o dirección y velocidad, tal como demostraron inicialmente Hubel y Wiesel en 1979⁸⁸. Flandrin y Jeannerod en 1981⁸⁹ señalaron la importancia de la vía tecto pulvinar en relación con el movimiento, aunque su principal papel sea la coordinación de la posición de los ojos con respecto al movimiento.

La vía M que se inicia en la retina se dirige hacia Núcleo Geniculado Lateral, capas M, y hacia córtex: V1, primero en la capa $4c\alpha$ y de aquí a 4B. En estas capas encontramos células sensibles al movimiento, especialmente sensibles a la direccionalidad y a la orientación del desplazamiento³⁷. Desde este nivel parten fibras hacia la capa gruesa de V2, con células sensibles a la dirección y velocidad de movimiento, encontrándose células mono y binoculares⁹⁰. Desde V2 y directamente desde 4B en V1, llegan fibras a V3, donde se encuentran células sensibles al movimiento (velocidad y dirección). Parece que en este área extraestriada es donde se percibe movimiento en forma de patrones espaciales. Desde 4B, V2 y V3 parten fibras que convergen en V5 o MT (región temporal media)⁹¹. Se considera esta región como la más importante en el procesamiento de movimiento (velocidad, dirección y patrones específicos). Desde aquí parten fibras a otras regiones extraestriadas, hacia MST o área medial temporal superior y FST o área temporal superior fúndica, así como la región intraparietal anterior (AIP), intraparietal ventral (VIP), V6, área parietal posterior (7^a) y el área parietal superior polisensorial (STP). En estas regiones se procesan estímulos complicados del tipo rotaciones, expansión y contracción⁹² (Figura 27).

VIA DE LA PERCEPCIÓN DEL MOVIMIENTO

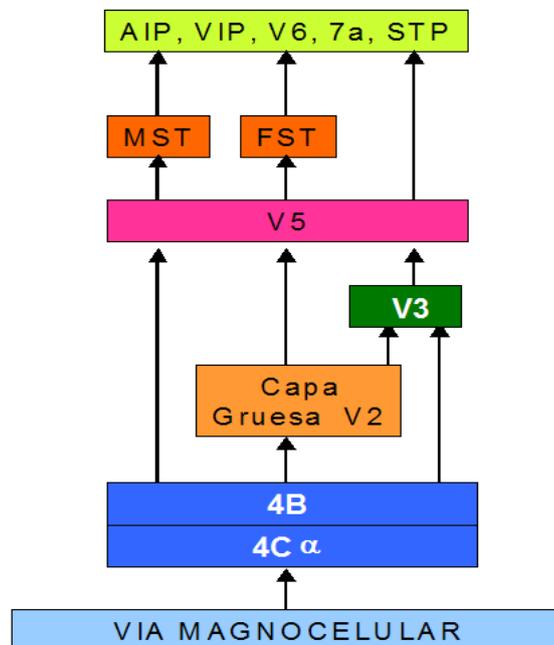


Figura 27. La percepción dinámica del movimiento sigue una vía neurológica que se inicia en las células ganglionares tipo magno de la retina y tras un largo recorrido se dirigen a la corteza occipital, en el área visual. Posteriormente del corte occipital se realizan conexiones intercorticales.

Desde estas áreas estraestriadas parten fibras hacia los lóbulos frontales, de forma que se establece un circuito que termina con la toma de conciencia de lo que estamos viendo y se cierra con la emisión de señales motoras hacia la musculatura ocular y esquelética (área parietal posterior): Mover un brazo o la mano para coger algo que hemos visto, guiados por el estímulo visual

1.5.6 VISIÓN Y LA EDAD.

Grandes son las variaciones que experimenta la agudeza visual en el curso de la existencia de un sujeto, dejando a un lado los distintos estados patológicos y las anomalías de refracción; pero los cambios de agudeza más intensos tienen lugar precisamente durante los primeros años de vida (Figura 28).



Figura 28. Para un lactante, el rostro de su madre es, sencillamente, un manchón oscuro. Progresivamente, y hasta los ocho meses de edad hay un incremento progresivo de la visión, hasta ir definiendo con claridad el rostro materno. (adaptado de: Bockaert, J., y Pin, J. P. (1999) *EMBO J.* 18, 1723-1729)

La mácula muestra, al nacer, un relativo retraso en su desarrollo anatómico, entre los 10 y los 20 años la agudeza visual sería la máxima, valor que se mantendría hasta los 45 años, para iniciar un suave descenso a partir de esta edad y acentuarse la disminución a partir de los 60 años⁹³.

1.5.7 FACTORES INDIVIDUALES

Las necesidades visuales de los individuos varían según sus actividades a desempeñar; con frecuencia se oye decir que las personas que trabajan al aire libre tienen una agudeza visual superior a la de un oficinista; pero siempre que se ha determinado de una manera científica la agudeza de aquéllos, se han obtenido resultados análogos a los de éstos, lo que hace suponer que es la costumbre de reconocer siluetas lejanas después de largos entrenamientos, lo que ha dado origen a aquella suposición.

La agudeza visual en visión binocular es ligeramente superior a la agudeza visual monocular, y este hecho es más manifiesto en unos individuos que en otros⁹⁴. La atención favorece la agudeza visual, en tanto que la fatiga tiende a disminuirla.

Broca y Laporte⁹⁵, estudiando con fines prácticos el ángulo límite de agudeza para la lectura, llegan a las conclusiones siguientes: para una iluminación determinada, el trabajo es tal que los detalles vistos por el ojo son observados desde un ángulo igual a tres veces el ángulo límite. Cuando esta condición no se realiza, la fatiga aparece de una manera tanto más rápida cuanto más nos acerquemos al ángulo límite. Cosa análoga ocurre con la velocidad de lectura. Para un objeto dado, por la misma razón, si la distancia de trabajo aumenta, la fatiga aparece más rápidamente y la velocidad de lectura o de trabajo disminuye.

La agudeza visual también depende del estado fisiológico del individuo, lo que debe ser tenido en cuenta al hacer la determinación de aquélla. La fatiga del sujeto puede manifestarse por una disminución de la agudeza, hecho que se hace notar, en especial, en las bajas luminosidades⁹⁶.

1.6 PROCESAMIENTO DE LA INFORMACIÓN VISUAL

Los diferentes estudios sobre el procesamiento de señales no son plenamente concluyentes, pero todos convergen hacia un mismo patrón de claves de frecuencias espaciales. Cuando se estudian los campos receptores de las neuronas, tanto en la retina como en NGL y córtex, se obtiene un patrón Gabor, o que algunos han llamado en sombrero mejicano⁹⁷ (Figura 29).

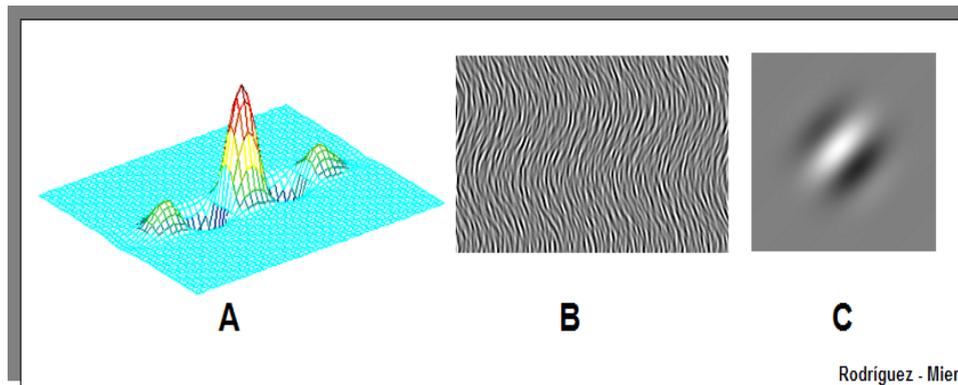


Figura 29. El filtro más importante para las frecuencias espaciales es el de Gabor. A. Gráfica de la función de Gabor en el dominio espacial, B. Patrón tipo Gabor, C. Imagen bidimensional producida por un filtro Gabor. Universidad de Birmingham. (adaptado de: Campbell FW and Robson JG. «Application of Fourier analysis to the visibility of gratings» J. Physiol, 1968, 197: 551-566)

Las imágenes que llegan a la retina tienen componentes de frecuencias altas, medias y bajas. El sistema visual activaría en cada zona de la retina los mecanismos de procesamiento apropiados para cada frecuencia, sería un sistema multicanal. Al mismo tiempo, dado que la retina procesa siempre diferencias entre puntos de la luz, es decir, diferentes formas de agrupación de puntos de luz, permitiría establecer una convivencia entre ambas formas de procesamiento: frecuencias y rasgos, análisis de Fourier (Figura 30).

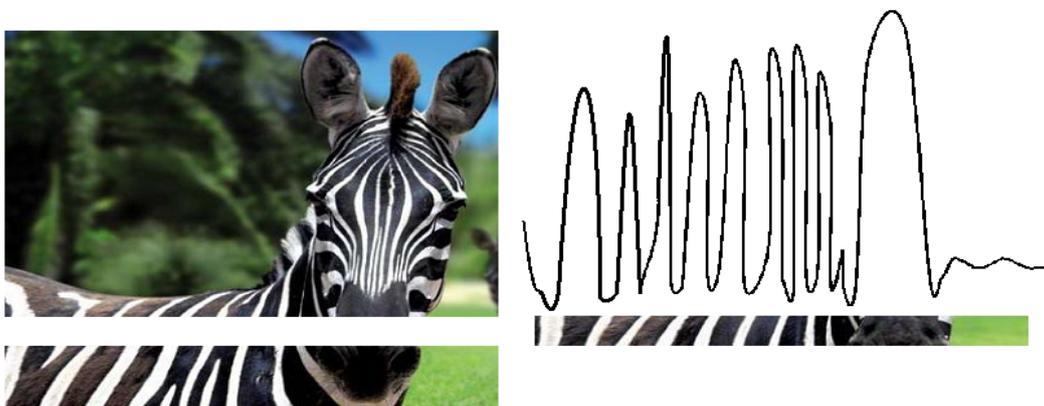


Figura 30. En la foto de la cebra se puede extraer una banda, como se observa a la derecha de la figura, pudiéndose traducir en bandas de frecuencia y, en último término, en una función matemática. Es lo que realiza el análisis de Fourier.

Esto nos indica que existe la base biológico-neurológica de que la percepción visual se basa en una transformación de las señales externas de frecuencias espaciales, para luego transformarlas nuevamente en imágenes, esta vez en nuestro cerebro, ofreciéndonos la sensación visual.

Si nos fijamos en como esta construida la estructura neuroanatómica del sistema visual, vemos que el primer elemento son los campos receptores celulares, configurados en forma de centro-periferia, idóneos para la detección de bordes, y que ya explicamos en la figura 10. Por tal motivo, es lógico pensar que el primer esbozo visual estaría basado en este tipo de análisis, captando líneas y bordes, algo que estaría muy ligado a la teoría computacional de Marr y su “primal sketch” o primer esbozo. La detección de bordes permite separar superficies y es un elemento clave para la reconstrucción de geometrías y volúmenes tridimensionales.

La retina presenta vías de entrada o canales aptos para diferentes frecuencias y que, al mismo tiempo procesa los rasgos de esa escena del mundo real que aparece frente a nosotros⁹⁸. El resultado final es el hecho de que se genera una imagen en el cerebro y que, a diferencia de un ordenador que es ciego, existe un sujeto o conciencia que lo ve y lo juzga, tomando acciones según “lo visto”.

Lo que vemos, en realidad, son patrones de luz, patrones que son el resultado del reflejo diferencial de la luz sobre el mundo físico de los objetos del medio ambiente. Esto permitiría explicar las imágenes virtuales, holografía, ilusiones, etc. La realidad es lo que vemos y en última estancia se reduciría a patrones de luz. La luz, entendida como corpúsculos discontinuos, los fotones, que llegan a la retina e inducen cambios, que, produzca “campos físicos”.

1.6.1 CONTRASTE

Entendemos por contraste la diferencia existente entre los coeficientes de reflexión de la luz que presentan dos superficies vecinas iluminadas simultáneamente. Si dos puntos deben ser discriminados sobre un fondo blanco, la distinción se hace mucho más fácilmente si son negros que si son grises. Este hecho es debido a que, al aumentar el contraste, disminuye el ángulo de discriminación y, por tanto, aumenta la agudeza visual⁹⁹. Esta variación es mucho más rápida con los contrastes pequeños que con los grandes. Esta ley tiene por consiguiente, un gran valor cuando se trabaja con contrastes débiles, pues con contrastes grandes el margen en el que las variaciones son muy débiles es mayor (Figura 36). Existen

variaciones individuales a la sensibilidad del contraste, por lo que no todos los sujetos ven de una manera idéntica los contrastes débiles. La determinación de la sensibilidad a los contrastes es más difícil y diferente de la que se realiza para la agudeza visual. Por otra parte, una anomalía de la sensibilidad no admite corrección.

El contraste de los tests de agudeza visual sobre el fondo es siempre muy grande, puede ser de un objeto negro sobre una superficie blanca. No ocurre lo mismo con los objetos contemplados ordinariamente, donde los contrastes son débiles. El contraste disminuye con la distancia.

La determinación de la sensibilidad al contraste se realiza utilizando tests u objetos simples, formados por una silueta uniforme colocada sobre un fondo más claro o más oscuro, igualmente uniforme.

Si en el campo observado existe un punto luminoso parásito y éste es de cierta intensidad, produciendo fenómenos de deslumbramiento, la agudeza visual disminuye de una manera notable.

En los optotipos, el contraste puede ser definido por la fórmula siguiente:

$$C = \frac{L - 1}{L}$$

C representa el contraste; L, la luminosidad del fondo, y 1, la luminosidad del optotipo. Si el test u optotipo es negro, 1 = 0, en cuyo caso C = 1. Si 1 = L, es decir, si la luminosidad del optotipo es igual a la del fondo, C = 0.

Además del contraste físico, existe en la visión un contraste psíquico o subjetivo, que desempeña un importante papel. En el acto visual, para aumentar la aparente claridad del objeto visto por el ojo se pone en juego un mecanismo que produce un aumento artificial de contraste real, de tal manera que, en el caso de tonalidades blancas puestas en contacto con tonalidades negras, aquéllas se hacen más claras, y éstas más oscuras¹⁰⁰.

Estos fenómenos de contraste subjetivo son interpretados de diferentes maneras: unos autores ven en ello un caso de origen cerebral, pero, más recientemente, los trabajos experimentales de algunos autores¹⁰¹, parecen demostrar que se trata de unos efectos de interacción retiniana. Estos autores proyectaban sobre la retina un haz luminoso puntual, y en los momentos vecinos a la imagen retiniana aparecían inhibidos y su respuesta disminuida. Como consecuencia de esto, aparecerá más oscura toda región inmediata a una superficie blanca.

Los optotipos utilizados en la práctica tienen un contraste que se aproxima a la unidad, por tratarse de un objeto negro sobre un fondo blanco (Figura 31). También pueden emplearse los caracteres blancos sobre fondo negro; en este caso, y como consecuencia de un fenómeno de irradiación, los signos parecen tener un tamaño mayor del que tienen en realidad. Weston denomina a este contraste del blanco sobre fondo negro *contraste invertido*.

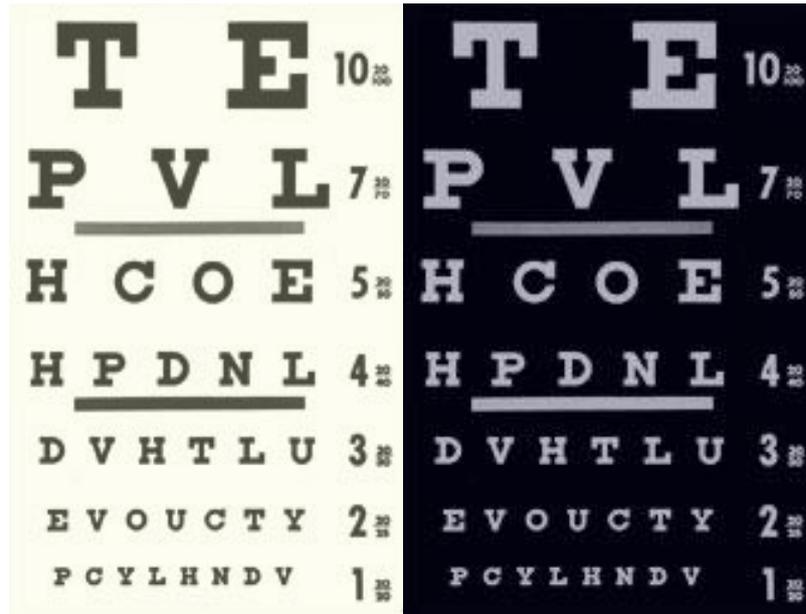


Figura 31. Teniendo en cuenta estas pequeñas nociones sobre el papel del contraste en la agudeza visual, los optotipos, para su mejor discriminación, deben presentar un gran contraste sobre el medio que los rodea; de aquí que en la mayoría de los optotipos los caracteres estén dibujados en negro sobre fondo blanco (el coeficiente de reflexión del papel blanco es aproximadamente del 80%, y el del negro mate, un 5%).

1.6.2 ILUMINACIÓN.

La iluminación es quizá el factor más importante de los que influyen en la agudeza visual, y, a pesar de los múltiples trabajos, las variaciones de ésta en función de la iluminación son extremadamente difíciles de establecer¹¹⁹. La agudeza visual está sujeta a modificaciones relacionadas con la iluminación, en función de cuatro factores: La duración, La longitud de onda., La intensidad y El procedimiento luminotécnico¹⁰².

La longitud de onda desempeña un importante papel en la visión. Las radiaciones de pequeña longitud de onda del espectro visible son las que mejor permiten distinguir en la oscuridad, en tanto que las pertenecientes a las longitudes de onda larga permiten discriminar, que no es lo mismo que distinguir. A igualdad de iluminación y con una intensidad normal, a la agudeza visual es máxima en las

regiones calientes del espectro, es decir, cuando los objetos están iluminados con luz roja o amarilla, pero la luz blanca es la que resulta más agradable¹⁰³. La visión aumenta de manera proporcional a la intensidad de la luz empleada para la iluminación de los optotipos, cuando el resto de los demás factores que tienen influencia sobre la agudeza visual no sufren variación alguna, es decir, permanecen constantes.

2. FORMACIÓN DE LA IMAGEN RETINIANA

2.1 LOS ESTIMULOS Y LA VISIÓN

Gran parte de la conducta de los organismos se rige bajo el control de los estímulos que son importantes para su supervivencia. Un cuestionamiento surge de inmediato: ¿Qué propiedad de un estímulo hace que este sea candidato a convertirse en objeto de nuestra atención?, para Berlyne¹⁰⁴, lo que atrapa la atención son las **propiedades colativas**, que no están en el estímulo en sí mismo, sino que hace referencia al significado que tiene para el sujeto. Las propiedades más relevantes son la novedad, el cambio, la complejidad, la sorpresa, la incertidumbre, y otras más, que hacen que nuestra atención se dirija hacia unos estímulos y no hacia otros. Fruto de los hallazgos en atención selectiva, Treisman y Gelade¹⁰⁵, postularon su famosa teoría de la Integración de Caracteres (TIC). Este modelo, uno de los más aceptados y utilizados en la actualidad, intenta explicar como se perciben estímulos selectivamente (Figura 32). Postula la existencia de dos fases de procesamiento, una preatencional y otra propiamente atencional.



Figura 32. Modelo de las etapas de la percepción visual propuesto por Ann Treisman. Algunas propiedades básicas de la escena (color, orientación, distancia) se codifican en vías paralelas, independientes, constituyendo un primer mapa de rasgos. (Treisman AM and Gelade G. A feature-integration theory of attention. *Cognitive Psychology* 1980, 12: 97-136).

La primera fase es automática y no se ve influida por los factores que inciden en la atención¹⁰⁶. En esta fase el sistema extrae en módulos independientes, las propiedades más simples de los estímulos presentes, como orientación de líneas,

color, tamaño, dirección de objetos en movimiento, etc. Se establecería como un mapa asociado a cada una de estas propiedades, sin llegar al concepto de percepción sin reconocimiento.

En la segunda fase se producirá una combinación de caracteres para formar objetos con forma, color, tamaño, etc. La atención “engancha” todos estos caracteres que en la fase preatentiva se han ido recolectando. La atención opera sobre el mapa de localizaciones, sería algo parecido a la teoría del zoom, donde se enfocan ciertas partes del campo visual. En el marco conceptual de la Teoría de Integración de Caracteres¹⁰⁷ es donde se integra los nuevos hallazgos sobre aspectos ópticos de la estructura ocular. La búsqueda de figuras más que los pequeños detalles de un objeto, es el objetivo principal¹⁰⁸. Este tipo de análisis es más rápido y con menor gasto de energía. Solamente ante circunstancias voluntarias de búsqueda de pequeños detalles en algo que estamos inspeccionando o, ante algo nuevo que llamó nuestra atención, se pondrá en marcha el mecanismo de visión basado en el análisis de frecuencias altas (Figura 33).



Figura 33. Cuando utilizamos los canales de frecuencias bajas y medias se activa un área mayor de retina de la utilizada cuando se pone en marcha el canal de frecuencias altas, mediado básicamente por la mácula. En el primer caso interesa detectar la mayor parte de la escena, captando el “fondo –figura” que la constituye, con los elementos que la integran, analizando patrones de forma, color, disposición y movimiento. (Campbell FW, Green DG. «Optical and retinal factors affecting visual resolution», J. Physiol. 1965, 181: 576-593.)

A la retina llega la luz que se refleja del conjunto de los elementos y, gracias a las aberraciones esféricas y cromáticas, se produce un cierto enfoque sobre la retina de todos los elementos, independientemente de la distancia a la que se encuentren respecto a nosotros¹⁰⁹. Esto permite la llegada sobre la retina de todo el conjunto de la escena, con un grado de calidad bajo, pero suficiente para que de una forma rápida y económica, se genere una señal que llegará al cerebro, donde se elaborará y reconstruirá la escena ampliando su calidad en grado suficiente para que pueda ser utilizada. Tan sólo cuando queremos detectar los pequeños detalles de algún

objeto, se utiliza la visión puramente macular, especialidad en el análisis de las frecuencias altas.

Dentro de la relación visión-atención, un punto importante es la capacidad divisoria. La capacidad divisoria estaría muy relacionada con el tipo de estímulos y con la automatización. Es muy diferente realizar dos actividades simultáneas cuando son nuevas y no tenemos experiencia previa, que cuando una de ellas o ambas son conocidas. Nuestro cerebro tiende a automatizar los procesos, bien por repetición de la secuencia o bien incorporando patrones similares ya automatizados¹¹⁰. La automatización tiene el inconveniente de disminuir la sensibilidad a la detección de nuevos estímulos o variaciones en una secuencia o tarea. Esto es relevante en situaciones que entrañan peligro, como conducir un coche en un trayecto conocido. El automatismo es tan fuerte que la presencia de un peatón o algún incidente en la calzada, se hace difícil de destacar, pudiendo inducir un accidente.

La imagen final percibida por el sujeto ya no es la imagen retiniana propiamente dicha, sino la llamada **imagen cortical**. Esta imagen cerebral es la suma de sensaciones sucesivas, reconstruidas gracias a la persistencia de las impresiones en los centros nerviosos superiores, relacionado con la mecanismos de la percepción visual (Figura 34).

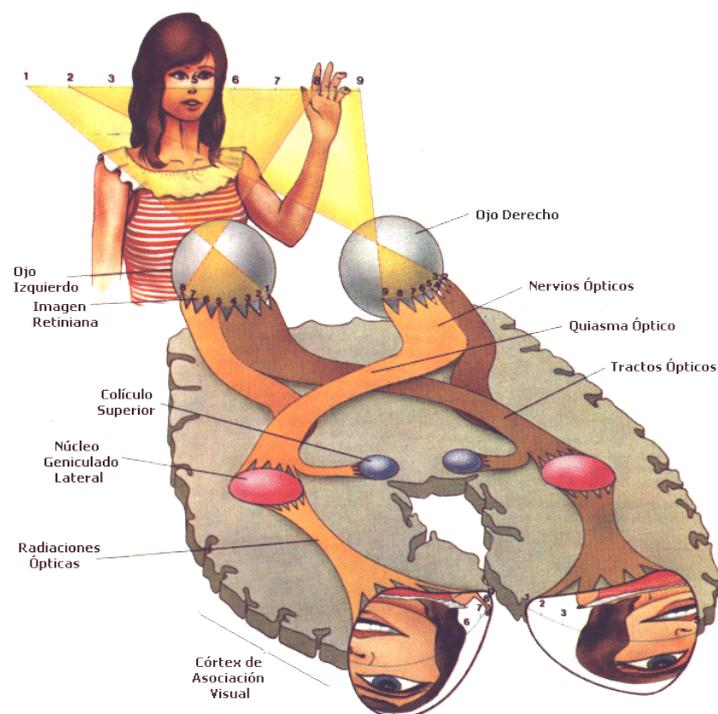


Figura 34. La imagen final percibida por el sujeto ya no es la imagen retiniana propiamente dicha, sino la llamada imagen cortical. Esta imagen cerebral es la suma de sensaciones sucesivas, reconstruidas gracias a la persistencia de las impresiones en los centros nerviosos superiores, relacionado con la mecanismos de la percepción visual. (Adaptado de: Netter, F. Atlas de Anatomía Humana. 4ª Ed. Masson. Barcelona, 2007)

Es necesario que hagamos diferencia entre imagen retiniana e imagen óptica¹¹¹. **La imagen retiniana** sería la que se forma sobre la capa receptora del ojo, la cual puede estar enfocada o desenfocada, en tanto que **la imagen óptica** sería la imagen teórica que forman las estructuras ópticas oculares sin tener en cuenta la posición de la retina. Las dos imágenes, óptica y retiniana, solamente coincidirán cuando la imagen retiniana esté enfocada¹¹². En las ametropías, la imagen óptica estará situada por delante o por detrás de la retina y se denomina **seudoimagen** (Figura 35).

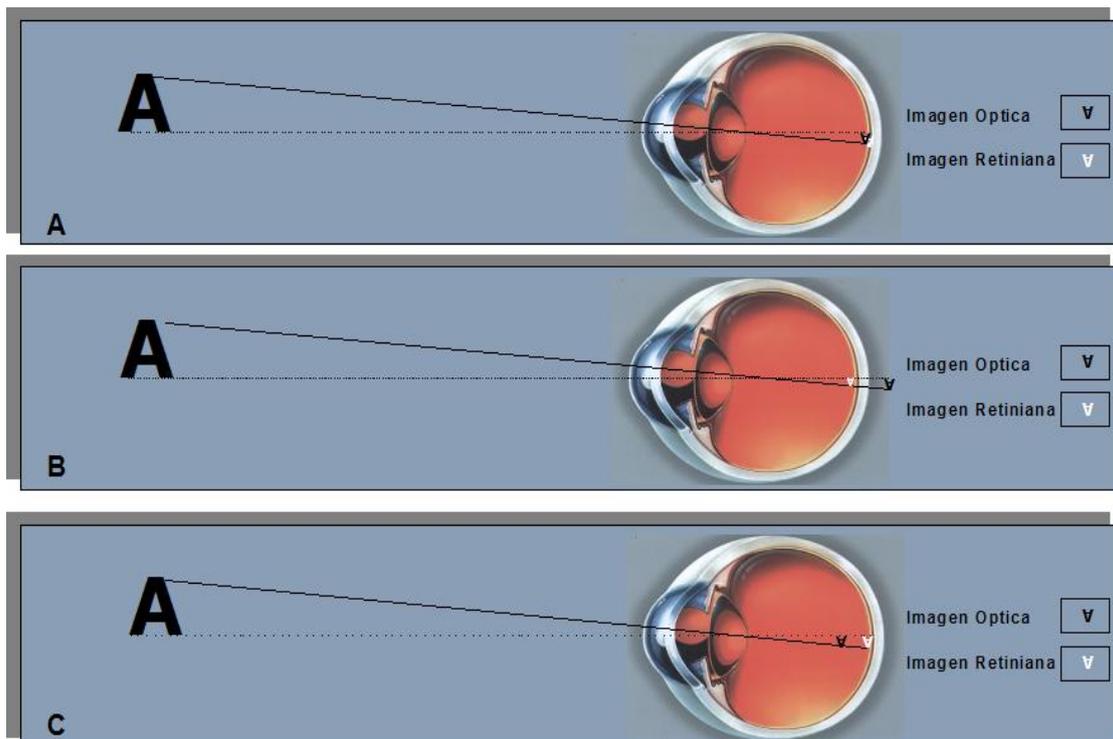


Figura 35. En A. Las imágenes óptica y retiniana están enfocadas, por lo tanto hay una sola imagen nítida. En las ametropías: B. Hipermetropía y C, Miopía, las imágenes óptica y retiniana no están enfocadas, por lo tanto la imagen no es nítida.

Como ya nos hemos referido con anterioridad, la retina o pantalla receptora del sistema dióptrico ocular se caracteriza por una complicada estructura tanto anatómica como fisiológica. El área central de la retina o mácula es la porción del ojo que desempeña el papel más importante en la visión, en especial en la visión fija o directa. La mayor agudeza reside en esta zona, a la que Fortín ha denominado “ojo del ojo”¹¹³.

La porción central de la mácula recibe el nombre de *fovóla*, siendo el centro exacto de esta formación anatómica, desde el punto de vista óptico, el conjugado del punto de fijación (Figura 36).

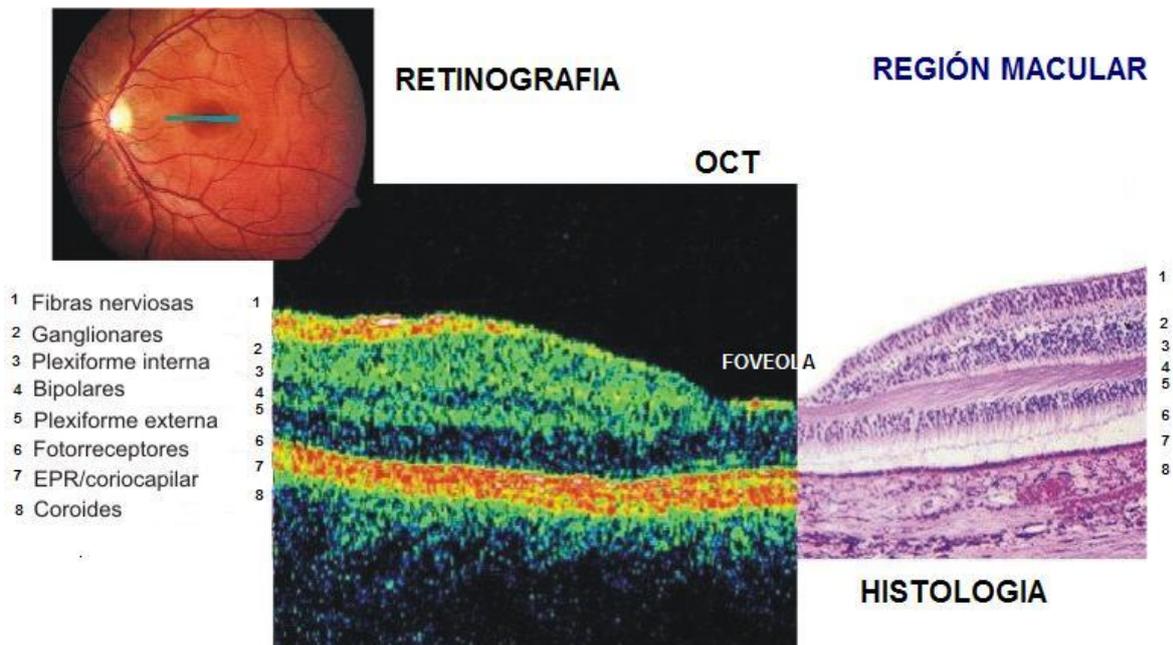


Figura 36. La foveola, es la porción macular con mayor concentración de conos, y por consiguiente la zona más sensible relacionada con la agudeza visual. En el caso de que el tamaño de una imagen dibujada en la región foveolar tenga unas dimensiones superiores, dicha imagen será percibida de una manera diferente en su centro que en sus porciones periféricas. Imágenes por tomografía de coherencia óptica (OCT), comparada con una retinografía y preparado histológico de retina humana.

En la foveola, la agudeza visual es máxima, por lo que es el punto más sensible –desde el punto de vista óptico- de todo el ojo, si bien su dimensión es de 200 micras. La importancia de las dimensiones de esta región radica en que realmente no se pueden considerar como imagen retiniana aquellas cuya talla excede de las dimensiones de esta región. En el caso de que el tamaño de una imagen dibujada en la retina tenga unas dimensiones superiores a las de aquella estructura anatómica, dicha imagen será percibida de una manera diferente en su centro que en sus porciones periféricas. Si el sujeto quiere verla con nitidez en todos sus puntos, se verá obligado a realizar un movimiento con sus ojos, de tal manera, que cada uno de los puntos del objeto vayan a ocupar sucesivamente la región foveolar; ocurren las cosas como si esta foveola tuviese que “palpar” la superficie del objeto, en la misma forma que el “barrido” de un scanner¹¹⁴.

2.2 CONSTRUCCIÓN DE LA IMAGEN RETINIANA

En un ojo normal, sin alteraciones refractivas o sin efecto de la acomodación, la imagen retiniana de los objetos lejanos se forma sobre la región macular, es aquí donde se sitúa el foco imagen.

Con el fin de facilitar el trazado de la imagen, se supone que el objeto es visto desde un ángulo u . La construcción gráfica se realiza de la manera siguiente: se

traza un rayo pasando por el foco objeto del ojo y que tenga inclinación del ángulo u ; este rayo, por efecto de la refracción del sistema dióptrico ocular, penetrará en el ojo paralelamente al eje óptico. Seguidamente se elige un rayo que pase por el punto principal objeto y que emergerá pasando por el punto principal imagen. Este rayo principal se encontrará con el rayo focal, anteriormente trazado, para formar una imagen y' real e invertida¹¹⁵.

Cuando se trata de un ojo emétrope acomodado a una distancia próxima, la potencia del ojo habrá variado y la posición del foco imagen ya no corresponderá a la fovea; la imagen, entonces, ya no se formará en el foco imagen del sistema óptico, sino sobre el punto conjugado del punto fijado, el cual estará situado sobre la retina si el objeto mirado es visto de una manera nítida. Por lo tanto si el ojo emétrope acomoda o no, para que la imagen sea nítida, es necesario que este sobre la retina (Figura 37).

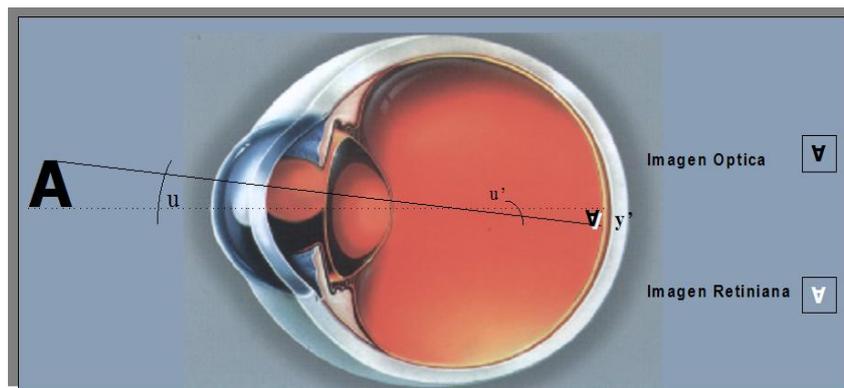


Figura 37. En un ojo normal, sin alteraciones refractivas o sin efecto de la acomodación, la imagen retiniana de los objetos lejanos se forma sobre la región macular, es aquí donde se sitúa el foco imagen. La nitidez de la imagen resultante, depende de que la imagen óptica e imagen retinal coincidan en un mismo punto focal.

2.2.1 DIMENSIONES DE LA IMAGEN RETINIANA

a. Tamaño de la imagen retiniana en visión lejana. El tamaño aparente de los objetos es generalmente referido a su diámetro aparente o ángulo u , el cual puede ser expresado en radianes, grados o minutos de arco¹¹⁶. Todos los cálculos del ángulo u se acostumbra realizar según la aproximación de Gauss, considerando que la **tang $u = u$** .

De acuerdo con lo anterior, los optotipos para la determinación de la agudeza visual están calculados según su diámetro aparente expresados en minutos de arco; así el optotipo de Landolt, que define una agudeza visual igual a la unidad (10/10), tiene un diámetro aparente de 5' y el diámetro aparente del trazo, el valor de 1'.

Es de gran interés práctico conocer la manera de convertir los minutos de arco en radianes e inversamente. He aquí sus relaciones:

$$1 \text{ radián} = 3438 \text{ minutos de arco}$$

$$1 \text{ minuto} = 2909 \times 10^{-4} \text{ radianes}$$

Al ángulo u , en el espacio objeto, corresponderá a un ángulo u' en el espacio imagen, este ángulo en el caso del ojo recibe la denominación de diámetro aparente de la imagen retiniana¹¹⁷.

El diámetro aparente de un objeto puede ser determinado directamente mediante una simple relación:

$$U \text{ (en radianes)} = \frac{\text{Tamaño del objeto}}{\text{Distancia del objeto al ojo}}$$

Por ejemplo:

Una letra de los optotipos que tenga una dimensión de 73 mm y se encuentra situada a 5 m delante del sujeto. Utilizando la relación anterior y expresando las magnitudes en la misma unidad (en milímetros en este caso), tenemos:

$$u = \frac{73}{5000} = 0,0146 \text{ radianes}$$

Si tenemos en cuenta que 1 radián es igual a 3488 minutos, 0,0146 radianes equivaldrán a 50,9248 minutos.

Para el cálculo del tamaño de la imagen se puede tomar por origen cualquiera de los puntos cardinales del sistema dióptrico ocular, como seguidamente vamos a ver. Los rayos que pasan por cada uno de los puntos cardinales reciben el nombre de rayo principal, rayo nodal o rayo focal¹¹⁸.

Si se toman como origen los *puntos principales* del ojo esquemático, hay que hacer las siguientes consideraciones:

Sea p la distancia del objeto al punto principal objeto del ojo y p' la distancia de la imagen al punto principal imagen del ojo. Si se trata de un ojo emétrope, esta imagen se formará sobre la retina de una manera nítida, siendo entonces la distancia focal imagen f' igual a la distancia p' de la imagen ($f' = p'$).

Si los extremos de un objeto AB forman con el punto principal objeto del ojo un ángulo u , el ángulo u' , formado en el espacio imagen, es del valor siguiente¹¹⁹:

$$u' = \frac{u}{n'} = u \frac{1}{n'}$$

El índice de refracción n' se refiere al del último medio del sistema óptico ocular, es decir, al del cuerpo vítreo ($n' = 1,336$), por lo que se puede escribir:

$$u' \text{ radianes} = u \text{ radianes} \frac{1}{1,336} = u \text{ radianes} \cdot 0,748502$$

Entre todos los puntos cardinales, la utilización de los *puntos nodales* como referencia hace que el cálculo sea más simplificado y sencillo, ya que, como se ha visto al describir los puntos nodales, un objeto que es visto desde un ángulo u a partir del punto nodal objeto, la imagen forma un ángulo u' apoyado en el punto nodal imagen, de tal manera que ambos ángulos son iguales¹²⁰, es decir $u = u'$.

A partir de los diámetros aparentes, es posible la determinación de tamaño de la imagen retiniana. Sea un objeto AB situado en el infinito y cuyo diámetro aparente es u . Si trazamos un rayo a partir del vértice del objeto y que pase por el punto nodal de un ojo reducido, aquel rayo no sufrirá desviación y cortará la retina en el punto A' , donde se podrá trazar la imagen retiniana invertida $A'B'$. Si representamos por y el tamaño del objeto AB , y' el tamaño de la imagen retiniana $A'B'$, y por NB' la distancia del punto nodal a la imagen, o lo que es lo mismo, de donde el punto nodal a la retina es $NB' = 16,67 \text{ mm}$ en el ojo reducido¹²¹, así podemos escribir:

$$y' = NB' \cdot \text{Tan } u = NB' \cdot u \quad \text{por lo tanto:} \quad y'(\text{mm}) = 16,67 \cdot U \text{ (en radianes)}$$

pero y' también puede ser igual a:

$$y' \text{ (m tr)} = \frac{u \text{ (en radianes)}}{D_p \text{ (en dioptrías)}}$$

Según los cálculos de Gullstrand¹²², D_p se corresponde con la potencia total del ojo, donde $D_p = +59,94$ dioptrías, valor que ha sido aproximado en $+60$ dioptrías, para facilitar los cálculos ópticos.

Para $u = 1$ minuto, el valor de la imagen retiniana será el siguiente¹²³:

$$y' = 2909 \times 10^{-4} \times 16,67 \text{ mm} = 4,85$$

Como un objeto de diámetro aparente de 1 minuto de arco forma sobre la retina una imagen de 4,85, se puede decir que el tamaño de la imagen retiniana de un objeto, de diámetro aparente conocido y expresado en minutos, puede obtenerse multiplicando este valor del diámetro aparente (u) por 4,85.

$$y' \text{ (en micras)} = 4,85 \times u \text{ (en minutos)}$$

b. Tamaño de la imagen en visión próxima. Seguidamente vamos a estudiar el tamaño de la imagen retiniana en visión próxima. Para que el sujeto emétrope vea de una manera nítida los objetos próximos deberá poner en juego el mecanismo acomodativo, con el fin de que, al aumentar la potencia dióptrica del ojo, la imagen óptica quede enfocada sobre la pantalla retiniana. Si tenemos en cuenta que la longitud axil del globo ocular permanece invariable, se puede decir que el tamaño de la imagen retiniana del ojo emétrope acomodado tiene el mismo tamaño que la imagen del ojo en reposo, siempre que el diámetro aparente, con el que el objeto es visto, sea constante¹²⁴.

Si se tiene en cuenta que la modificación de la potencia del ojo durante el acto acomodativo trae consigo un desplazamiento de los puntos cardinales, variables según la acomodación puesta en juego, la fórmula:

$$y' = 16,67 \cdot u$$

deberá ser modificada, pues representa la distancia del punto nodal al ojo, y esta modificación será distinta para cada valor acomodativo (TABLA I)¹²².

TAMAÑO ANGULAR DEL OPTOTIPO	TAMAÑO LINEAL OPTOTIPO		TAMAÑO IMAGEN RETINIANA
	d = 5 mtrs	D = 0,40 mtrs	
1'	1,46 mm	0,117 mm	4,85 μ
5'	7,3 mm	0,585 mm	24,3 μ
10'	14,6 mm	1,17 mm	48,5 μ
30'	43,8 mm	3,51 mm	146 μ
1°	87 mm	7,02 mm	291 μ
5°	435 mm	34,8 mm	1,46 mm
10°	880 mm	70,4 mm	2,91 mm

TABLA I. Diámetro y' de la imagen retiniana de un optotipo de forma circular, tipo "C" de Landolt.

2.3 DEFECTOS DE LA IMAGEN RETINIANA

La imagen retiniana presenta una serie de defectos, los cuales son debidos, por una parte, a la forma y características del ojo, y, por otra, a la naturaleza de la luz. En esta parte se estudiarán los defectos de la imagen retiniana y su importancia práctica¹²⁵.

Los defectos de la imagen retiniana dependen en buena parte de defectos e irregularidades del propio sistema óptico, pues, como ya hemos visto en páginas

anteriores, el ojo no es un sistema óptico perfecto; pero es el sistema al que estamos adaptados. A estos defectos fisiológicos, debemos añadir los defectos existentes en las ametropías: Miopía, hipermetropía y astigmatismo¹²⁶

Los principales defectos o irregularidades del sistema dióptrico ocular son debidos principalmente a que sus dióptricos no forman un sistema óptico centrado, ya que el eje corneal y el del cristalino no están en línea recta. El cristalino, con su suspensión elástica, que afecta la forma de sus superficies con independencia de su heterogeneidad óptica y anatómica¹²⁷. La córnea, con su elevada potencia dióptrica, presenta, en la mayor parte de los casos, irregularidades en su superficie, como es la existencia de cierto grado de astigmatismo, e igualmente es corriente la existencia, en los medios transparentes del ojo, de pequeñas opacidades de naturaleza congénita o adquirida¹²⁸.

2.4 ABERRACIONES OCULARES

En todos los cálculos hechos anteriormente se ha supuesto que la luz era monocromática y que se realizaban en el ojo las condiciones de Gauss. Pero en la realidad ocurre que los objetos observados son monocromáticos sólo en muy raras ocasiones y que la abertura de los dióptricos oculares dista mucho de ser infinitamente pequeña con relación a los radios de curvatura. Por lo tanto, sería incompleto un estudio óptico del ojo si no se tuviesen en cuenta estos defectos de la imagen retiniana, consecuencia lógica de la aberración cromática y esférica que presenta el aparato dióptrico ocular. Todas estas causas, independientemente de las aberraciones de naturaleza óptica, son causa de disminución en la calidad de la imagen retiniana, y por lo tanto en la visión¹²⁹.

Empezaremos examinando lo que ocurre cuando se cumplen las condiciones de aproximación de Gauss, pero con luz no monocromática, sino compleja. En este caso, los índices de refracción de los diferentes medios oculares transparentes variarán con la longitud de onda, y, al variar éstos, también lo harán los puntos cardinales del ojo teórico, así como su convergencia. Como consecuencia de esto, si el objeto es un punto luminoso P situado sobre el eje del ojo, se formará una imagen P' que será distinta y estará situada también a diferente distancia de la retina, según sea la longitud de onda de punto luminoso (Figura 38). Para cierta longitud de onda λ_0 , llamada longitud de onda de enfoque en el caso de la luz compleja considerada, se obtiene sobre la retina un punto imagen P'_0 , pero para las

otras longitudes de onda se obtiene en la retina un círculo de difusión a , y será función de la posición de la retina con relación al fascículo luminoso, o, dicho de otra manera, función de la longitud de onda de enfoque, siendo ésta función del estado de acomodación¹³⁰. El estado de acomodación se fija inmediatamente aun con la luz compleja, pues el ojo sabe elegir, sin vacilar, la longitud de onda de enfoque que mejor sirva a sus intereses. La imagen retiniana obtenida en estas condiciones se llama “**imagen mejorada**”¹³¹.

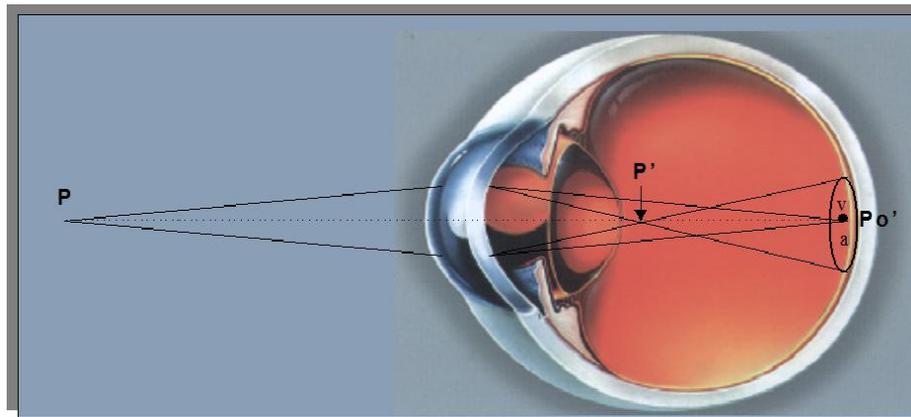


Figura 38. La proyección luminosa P que emite dos radiaciones, una verde (v) y otra azul (a). El rayo verde al refractarse menos, formara su imagen en el punto Po' , mientras que el rayo azul formará su imagen en el punto P' , obteniendo se sobre la retina un círculo de difusión a . La luz verde formara un punto focal v , por lo que se denomina longitud de onda de enfoque.

Para Helmholtz, la longitud de onda de enfoque del ojo sería fija y estaría situada en el amarillo; por ello presentaría en el amarillo verdoso su máxima sensibilidad¹³². No sólo existe una longitud de onda de enfoque, sino toda una serie de ellas, según los diferentes casos, utilizando el ojo esta propiedad para ahorrar acomodación. Cuando el individuo no acomoda, enfoca generalmente sobre las longitudes de onda largas, es decir, las correspondientes a la zona de rojo. A la inversa, cuando tienen necesidad de acomodar enfoca sobre las longitudes de onda cortas (zona del azul)¹³³.

2.4.1 Aberración monocromática del ojo

Suponiendo ahora que la luz es monocromática, pero teniendo en cuenta que en el sistema dióptrico ocular no se cumplen las condiciones de aproximación de Gauss, aparecerán otros defectos en la imagen retiniana, a saber: aberración esférica, coma, astigmatismo por incidencia oblicua, curvatura de campo y distorsión¹³⁴. Hay que considerar que la constitución anatómica de la retina es tal

que la visión solamente es nítida para los puntos objeto cuya imagen se forma sobre una pequeña región (mácula), el centro es el punto de fijación (Figura 39).

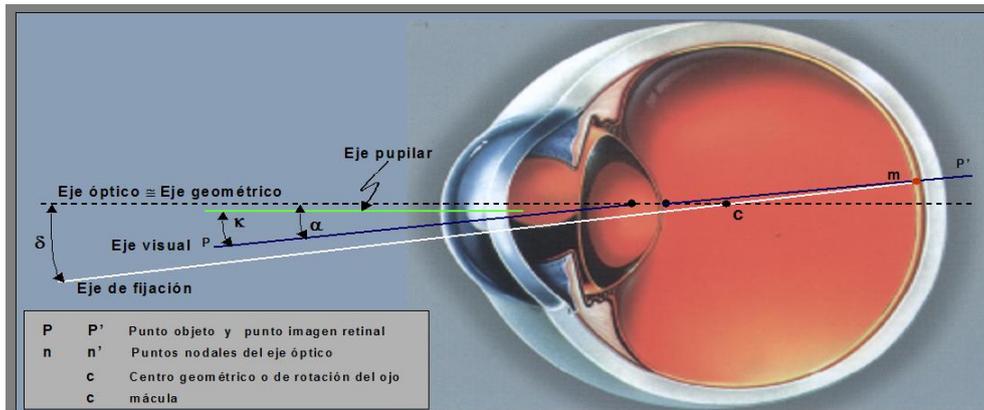


Figura 39. El sistema óptico ocular está formado por tres ejes, que forman tres ángulos diferentes con el eje óptico. El ángulo formado, es tan pequeño, entre 4° a 8° , y muchas veces tan insignificante que puede ser igualado a 0° , considerándose como un eje único y centrado.

Así queda definido un pequeño campo, que recibe el nombre de campo de visión central y cuyo eje es el que se denomina **línea principal de mirada o Eje visual**, el cual forma con el eje óptico un ángulo (κ) de un valor aproximado a 5° . En la dióptrica ocular, solamente se deben considerar las aberraciones geométricas que interviene en la visión central, ya que en la visión periférica las imágenes no son nítidas y las aberraciones no tendrán ninguna importancia (Figura 40) ¹³³.

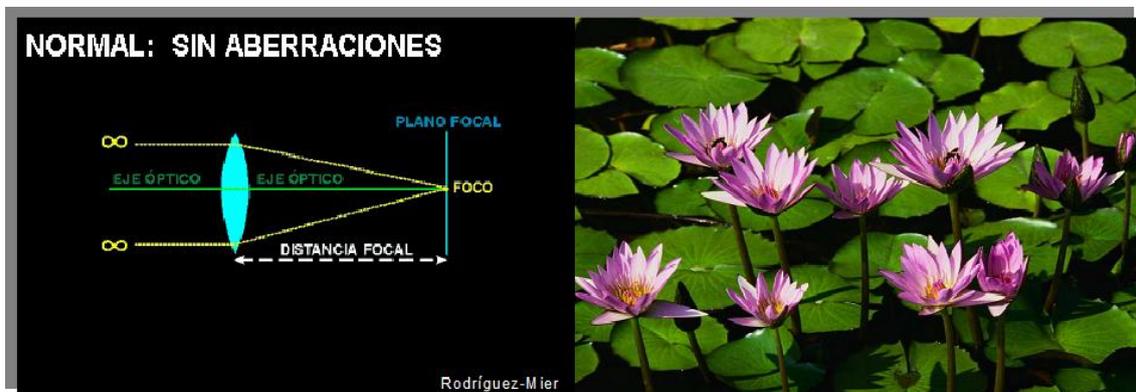


Figura 40. Por consiguiente, en la dióptrica ocular, solamente se deben considerar las aberraciones geométricas que interviene en la visión central, ya que en la visión periférica las imágenes no son nítidas y, por tanto, resulta un tanto borrosa y las aberraciones no tendrán prácticamente ninguna importancia.

2.4.2 Aberración esférica

Esta aberración es de gran importancia en la calidad de la imagen retiniana, a la vez que una de las mejor estudiadas por diversos autores.

El primero en hablar de la aberración esférica del ojo fue Jurin ¹³⁴, en 1738, que la invocó para explicar el aspecto de las manchas de difusión obtenidas sobre la

retina. Por este defecto óptico se puede demostrar la deformación de la imagen ocular de un punto luminoso¹³⁵.

En 1891, Tscherning¹³⁶ realizó importantes estudios sobre los defectos de la imagen retiniana, preocupándose, sobre todo, de los defectos de la imagen ocular desde el punto de vista de su corrección. Respecto a la aberraciones esférica y cromática, su intuición le hizo presentir que la influencia de estos defectos sobre la agudeza era muy pequeña, lo que probó posteriormente al descubrir que la corrección de estos defectos con lentes no modifica prácticamente la agudeza: por el contrario, al suprimir la aberración cromática se eliminaría uno de los factores que estimulan el acto de la acomodación.

La aberración esférica del ojo, igual que la de las lentes esféricas, se caracteriza por el hecho de que los rayos luminosos que parten de un punto situado en el eje principal, y que penetran en el ojo por la pupila de entrada a diversas alturas de dicho eje, después de sufrir la refracción en los dióptricos oculares, cortan el eje en diversos puntos (Fa, Fb, Fc, Fd), variables según la altura a que atraviesan la pupila de entrada. El rayo emergente desarrolla una superficie cáustica de dos secciones, una se llama sección *sagital*, y es un segmento desde Fa a Fd del eje, y la otra, denominada sección marginal, de revolución alrededor del eje (Figura 41)¹³⁷.

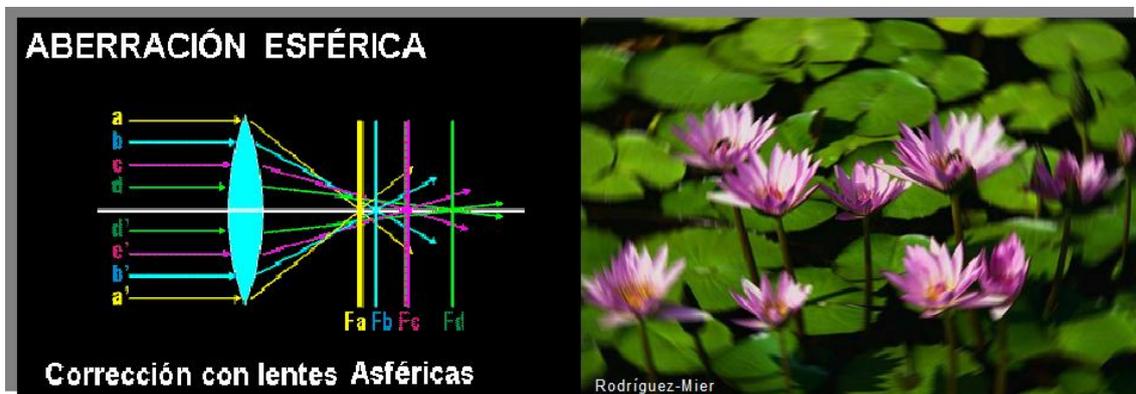


Figura 41. Los rayos luminosos que parten de un punto situado en el eje principal, y que penetran en el ojo por la pupila de entrada a diversas alturas de dicho eje, después de sufrir la refracción en los dióptricos oculares, cortan el eje en diversos puntos (Fa, Fb, Fc, Fd), variables según la altura a que atraviesan la pupila de entrada.

Según que los rayos marginales se refracten más o menos que los centrales, se dice que hay aberraciones *según la regla o contra la regla (sous-correction o sur-correction, en palabras de autores franceses)*¹³⁸. En estas condiciones, la imagen retiniana es un círculo de difusión que comprende las regiones más iluminadas, que son las trazadas sobre la retina por las dos secciones, lo que constituye el lugar de acumulación de la energía luminosa.

La aberración esférica del ojo no resulta molesta para la visión y suele pasar inadvertida¹³⁹. Siendo la córnea uno de los factores que intervienen en la aberración esférica del ojo, pero su aplanamiento periférico tiende a corregir aquella aberración.

El cristalino, es otra estructura anatómica involucrada en la aberración esférica. Los índices de refracción en el interior del cristalino varía con el estado de acomodación y, se puede afirmar con seguridad que es la causa principal de que varíe la aberración esférica del ojo durante la acomodación. Por tanto, la aberración esférica del ojo depende principalmente de la heterogeneidad óptica del cristalino¹⁴⁰. La forma de la aberración esférica del ojo esta en función de la distancia del punto de fijación (estado de acomodación). En la visión al infinito, la zona periférica es más convergente que la central, pero los términos se invierten en visión próxima. Cuando el ojo enfoca a una distancia entre 1 m y 50 cm (1 o 2 dioptrías de acomodación), la aberración esférica es mínima¹⁴¹. La aberración esférica no es idéntica en los diferentes meridianos, y esto es lo que produce el **conocido astigmatismo de la aberración**¹⁴², consistente en la desigual aberración esférica en los diferentes meridianos. Teniendo en cuenta, que todos los puntos situados en el campo visual central están muy próximos al eje óptico (lineal o angularmente), en la dióptrica ocular solamente **la aberración esférica y el coma (en visión monocromática)** son los elementos perturbadores de la imagen retiniana. En el caso del ojo no existe un eje en el sentido riguroso de la palabra, resulta muy difícil distinguir la aberración esférica del coma. Con el fin de que los cálculos resulten más sencillos para la aberración esférica, se acostumbra considerar que únicamente interviene ésta; se considera que el ojo es un sistema centrado y que el punto de fijación se encuentra sobre el eje, lo que permite estudiar los fenómenos de un modo más sencillo (Figura 42)¹⁴¹.

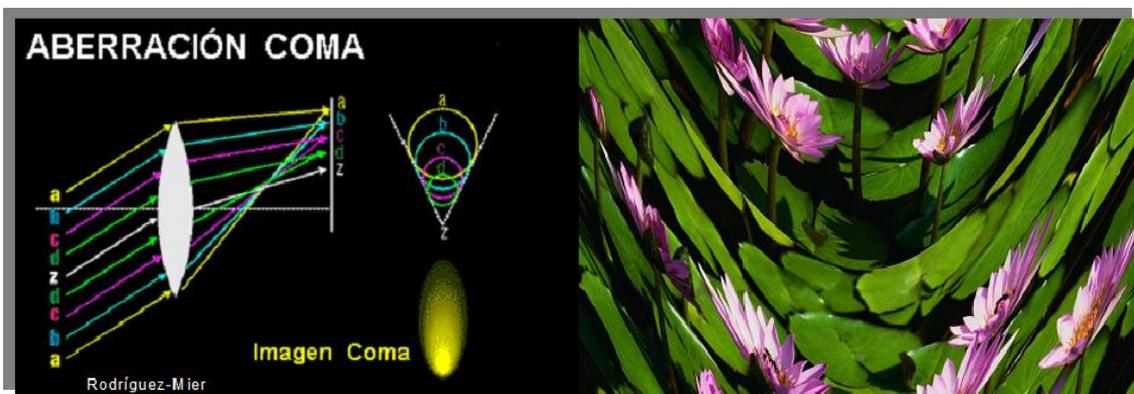


Figura 42. La aberración coma se produce en un sistema óptico descentrado. Puesto que, por otra parte, en el caso del ojo no existe un eje en el sentido riguroso de la palabra, resulta muy difícil distinguir la aberración esférica del coma.

La aberración esférica axial se incrementa proporcionalmente al cuadrado de la abertura relativa. Es decir, si la abertura del diafragma que limita el haz de rayos luminosos es muy pequeña, la aberración esférica lo será igualmente. Éste es el caso de la pupila contraída, pues entonces la abertura pupilar sólo permite la penetración de un estrecho haz de rayos. De esto se deduce que la aberración esférica tiene escasa importancia en la visión fotópica o diurna, por el hecho de que entonces la pupila es pequeña, pero no sucede lo mismo en la visión escotópica o nocturna, en cuyo caso la pupila es muy grande, y, por tanto, la aberración esférica no es despreciable. Esta aberración esférica a la baja luminosidad es uno de los factores que intervienen en la miopía nocturna.

Otros dos factores que en el ojo humano tienden a compensar la aberración esférica son la forma de la superficie corneal y el llamado efecto de Stiles-Crawford¹⁴³.

Stiles y Crawford¹⁴³ describieron en 1933 el *efecto* que lleva sus nombres, consistente en que los rayos luminosos que penetran por las zonas marginales de la pupila son de menos eficacia luminosa que los que lo hacen por la región central. El efecto, es muy apreciable en la visión fotópica (en la visión escotópica desaparece), siendo aproximadamente cinco veces más eficaces los rayos centrales que los periféricos para un diámetro pupilar de 8 mm. Un objeto nos aparecerá más luminoso cuando los rayos por él emitidos atraviesan la pupila por su región central; y más oscuro cuando la atraviesan más periféricamente, suponiendo en ambos casos que la imagen se localice siempre en el mismo punto de la retina.

Hasta la fecha no ha sido posible dar una explicación clara del efecto de Stiles-Crawford. Alguien ha considerado que los rayos luminosos que atraviesan los medios oculares por la parte periférica sufren, por efecto de los medios, una disminución en su intensidad, pero esto no parece una explicación convincente, ya que resulta dudoso que los rayos periféricos sufran una mayor absorción, sobre todo si se tiene en cuenta que atraviesan un espesor más pequeño del cristalino que los rayos centrales. Una segunda teoría trata de explicar este fenómeno suponiendo que los receptores retinianos son más sensibles a los rayos luminosos que les atraviesan en sentido longitudinal que los que lo hacen oblicuamente. Esto se explicaría por el hecho de que los rayos que siguen la dirección del eje de los conos se concentrarían en los artículos externos de estas células visuales, por lo que ejercerían una acción fotoquímica más intensa.

Por tanto, el efecto de Stiles-Crawford tiende a disminuir la aberración esférica del ojo al hacer menos eficaces los rayos periféricos, que son los que originan aquella aberración¹⁴⁴.

Al lado de la aberración esférica regular estudiada anteriormente, el ojo humano presenta otra que es originada por las heterogeneidades locales del índice de refracción de los medios transparentes oculares. Entre éstas destaca la estructura del cristalino. Así, vemos que los cinco o seis sectores del cristalino se encuentran a veces en la imagen de los manantiales puntuales, lo que da origen a que, en lugar de verse un punto de forma redondeada, se vea con forma estrellada¹⁴⁵. Esto es lo que hace que las estrellas, en vez de parecer redondas, se nos presenten en forma de “polígonos estrellados”.

2.4.3 Aberración cromática

Esta aberración cromática y la esférica son las mejor estudiadas, a la vez que las más importantes, en lo que respecta a la imagen retiniana¹⁴⁵.

El ojo posee una aberración cromática muy elevada, ya que del extremo rojo al violado del espectro visible logra diferencias de enfoque que pueden alcanzar dos dioptrías, lo que quiere decir que un emétrope se transforma en hipermetrope en el rojo y se convierte en miope en el extremo violado, adquiriendo estas *ametropías cromáticas* valores ligeramente superiores a $\frac{1}{2}$ dioptría. En la afaquia, la visibilidad del extremo violado es mayor, ya que el cristalino retiene, en las condiciones ordinarias, estas radiaciones, por lo que la aberración cromática puede alcanzar varias dioptrías (Figura 43).

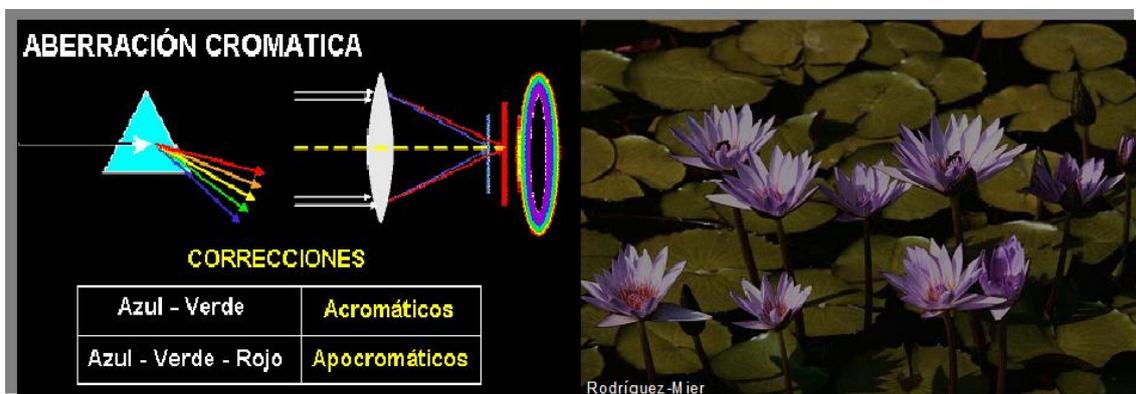


Figura 43. Como los distintos medios refringentes del ojo poseen la misma dispersión, no es posible corregir la aberración cromática como normalmente se hace en los aparatos ópticos, por ejemplo, en el caso de los objetos fotográficos, en los cuales se asocian distintas lentes de diferentes dispersiones.

En realidad, la aberración cromática del ojo, aunque muy elevada, no resulta molesta, y ello es debido a que el receptor visual tiene una eficacia luminosa, es decir, una sensibilidad propia a las diferentes radiaciones, que es una curva muy aguda; de esta forma, la región central de esta curva es la que únicamente interviene en la formación de la imagen. El cristalino también es un factor importante en la corrección de la aberración cromática; al actuar como filtro de determinadas longitudes de onda (las cortas), tiende a atenuar aquella¹⁴⁰.

La aberración cromática del ojo se pone fácilmente de manifiesto en nuestro propio ojo por diversos artificios. Por ejemplo, si por medio de una pequeña pantalla opaca (una pequeña hoja de papel negro sirve para ello) se cubre la mitad del área pupilar, se ve el límite de la banda negra bordeado de irisaciones coloreadas. Sobre el borde homónimo de la mitad cubierta de la pupila, la ligera irisación es rojo naranjada; en el borde mismo, por la parte correspondiente a la mitad abierta, la irisación es azul-violada¹⁴⁶.

En la práctica, las aberraciones esférica y cromática intervienen simultáneamente, ya que el ojo no trabaja ni con luz monocromática ni cumpliendo las condiciones de aproximación de Gauss¹⁴⁷. Para una posición dada de la retina con relación al rayo emergente, es decir, para un estado de acomodación determinado, la imagen retiniana está constituida por la superposición de los círculos de difusión correspondiente a las diversas longitudes de onda. El reparto de la iluminación en el interior de cada uno de estos círculos de difusión está en función de la aberración esférica correspondiente a la radiación considerada. El ojo escoge el estado de acomodación que mejor sirve a la visión. La imagen retiniana obtenida en estas condiciones es llamada la *mejor imagen*¹⁴⁸.

2.4.4 Aberración Astigmática

Aquí no se va a tratar del astigmatismo axil o puro, que es una de las ametropías más frecuentes en la práctica, sino del astigmatismo que presenta el ojo cuando los rayos inciden oblicuamente respecto el eje óptico del sistema dióptrico ocular.

Como consecuencia del astigmatismo por incidencia oblicua, se constituyen dos superficies focales, de las cuales la anterior es más curva que la posterior. Estas superficies contienen, respectivamente, las primeras y segundas líneas focales; tiene aproximadamente forma esférica y coinciden sobre el eje (Figura 44).

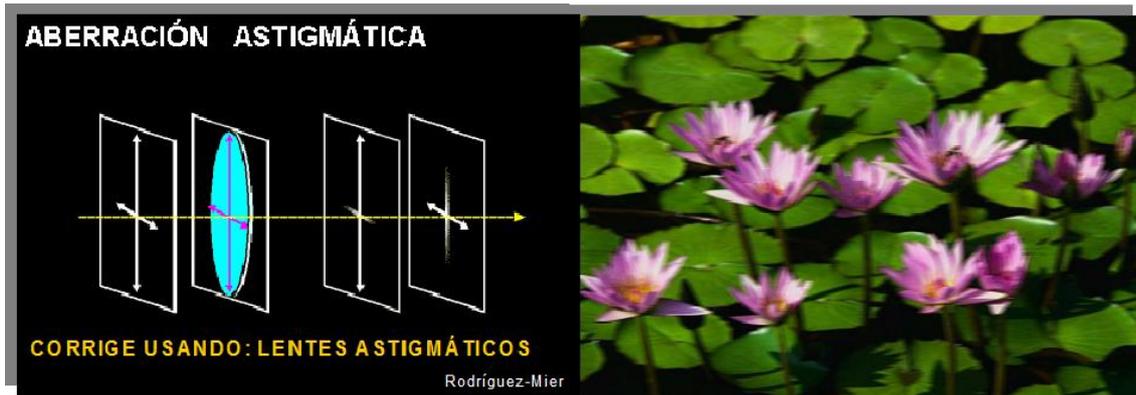


Figura 44. Esta clase de astigmatismo es de escasa importancia, por el hecho de que el ojo sólo utiliza para formar imágenes claras la región central; pero conviene explicar otros puntos relacionados con este defecto de la imagen retiniana.

La esfericidad que representa la superficie retiniana, dada la curvatura de la superficie focal, constituye una gran ventaja para el ojo humano. Las dos superficies focales coinciden entre sí y tienen la pantalla retiniana en el polo posterior del ojo. En la región paracentral, la retina se encuentra situada entre las dos superficies focales, lo que da como resultado un astigmatismo mixto¹⁴⁹.

2.4.5 Otras aberraciones

Existen otro grupo de aberraciones ópticas, que aunque no afectan al ojo y a la visión, las mencionamos con carácter didáctico.

a. Aberración de Curvatura de Campo

En el ojo, esta aberración tan estrechamente unida al astigmatismo oblicuo se encuentra corregida por el hecho de que la pantalla retiniana no es plana, sino curva. La capa sensible del ojo tiene un radio aproximado de 10 mm que resulta ser la curvatura aproximada del valor de la aberración que estudiamos, por lo que ésta se encuentra en el ojo prácticamente corregida¹⁵⁰ (Figura 45).

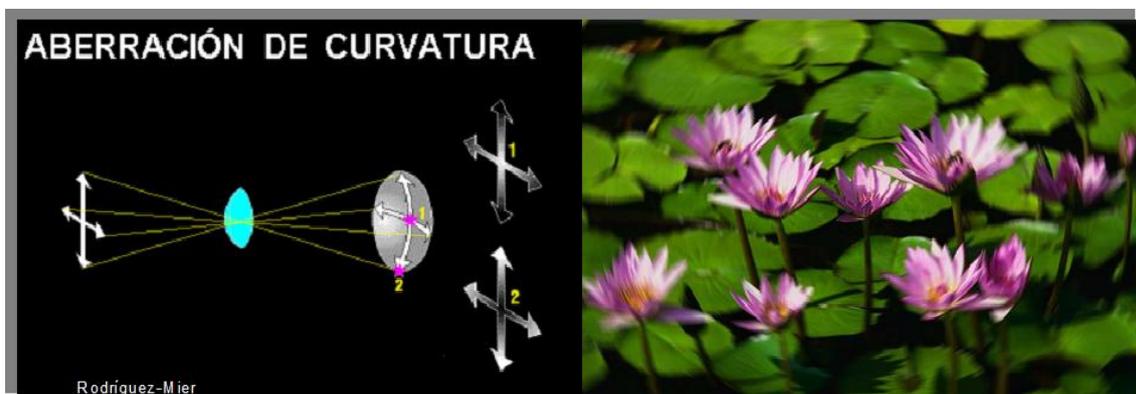


Figura 45. La capa sensible del ojo tiene un radio aproximado de 10 mm que resulta ser la curvatura aproximada del valor de la aberración que estudiamos, por lo que ésta se encuentra en el ojo prácticamente corregida.

b. Aberración de Distorsión

Esta aberración en el ojo carece de importancia, ya que la retina no es una pantalla plana, sino esférica, y resulta muy difícil la noción de una recta o una curva en la imagen retiniana. Esta aberración¹⁵¹ es independiente de la abertura del sistema óptico ocular (Figura 46).

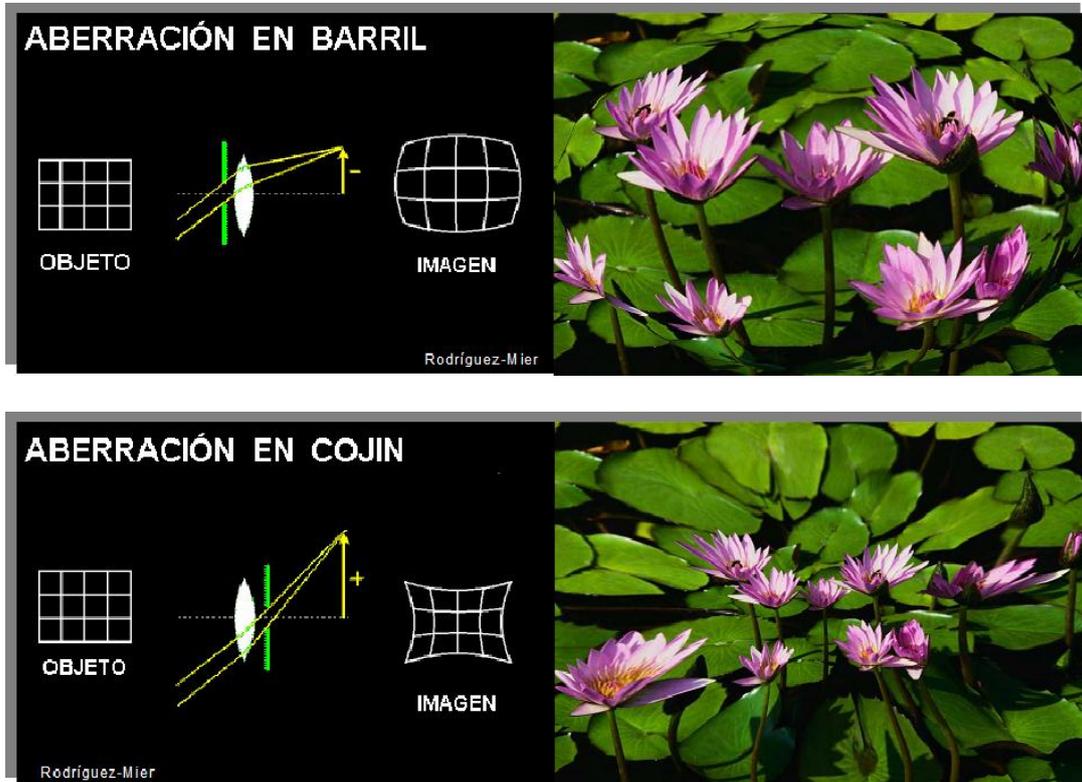


Figura 46. Esta aberración en el ojo carece de importancia, ya que la retina no es una pantalla plana, sino esférica, y resulta muy difícil la noción de una recta o una curva en la imagen retiniana. Esta aberración es independiente del diafragma pupilar. En la imagen superior e inferior se han realizado recreaciones fotográficas de las respectivas aberraciones.

2.5 DIFRACCION Y DIFUSION DE LA LUZ EN EL OJO.

Aparte las aberraciones y los defectos del ojo, como es el descentraje de sus dióptricos, la imagen de un punto jamás puede ser otro punto por efecto de la naturaleza íntima de la luz, pues, como consecuencia de la difracción de las ondas luminosas, la imagen de un punto es una mancha rodeada de anillos alternantes, de sombras claras y oscuras, cuya intensidad disminuye rápidamente.

La mancha central de la imagen retiniana es lo que se considera como la imagen del punto luminoso y su dimensión depende del radio de la abertura del fascículo y de la longitud de onda de la radiación incidente. El tamaño de esta mancha central de la imagen retiniana de un punto luminoso, teóricamente, es de igual magnitud que el diámetro de un receptor visual.

Si se trata de una luz blanca, la mancha central de la imagen está bordeada, al igual que los anillos, de irisaciones.

También es interesante conocer la existencia de la difracción y difusión de la luz en los medios oculares. La transparencia de estos medios no es completa, cosa lógica si se considera que están constituidos por tejidos vivos; por ello sufre cierta difusión la luz que los atraviesa, por lo que parte de ésta se distribuye sobre la superficie retiniana por fuera de la imagen propiamente dicha. Este velo luminoso aumenta con la edad del sujeto. La existencia de anillos coloreados alrededor de manantiales luminosos es originada por la difracción de la luz sobre las células de la córnea, y las aureolas de rayos capilares se deben posiblemente a las fibras cristalinas¹⁵².

Por difusión de la luz en el interior del ojo puede explicarse un fenómeno que, teniendo en cuenta la aberración cromática del ojo, resulta paradójico: un punto luminoso blanco es percibido como un punto blanco y no como un punto amarillo rodeado de una aureola azul, ya que si se tiene en cuenta que la luz blanca no es monocromática, no es posible enfocar simultáneamente dos colores. Para explicar este fenómeno, algunos investigadores¹⁴⁶, hacen referencia a un reflejo que denominado anticromático; se supone que estas coloraciones desaparecerán por la costumbre, siendo capaz de suprimir la visión de la aureola.

2.6 LA VISIÓN Y LA PSIQUIS

La evolución biológica ha posibilitado que los seres adquieran facultades crecientes, desde la capacidad de sentir, hasta la aparición de la toma de conciencia del sujeto psicológico que, apoyado en una conciencia unitaria, posibilitan las actuaciones adaptativas del organismo como un todo en orden a una supervivencia óptima¹⁵³. El sujeto y sus acciones dependen del desarrollo en paralelo de tres elementos: la atención, la memoria y el aprendizaje. La relación interna de estos procesos desemboca en el pensamiento o actividad psíquica en general, orientada fundamentalmente hacia el conocimiento. La actividad psíquica del sujeto se enfoca a producir una representación interna adecuada de la realidad que es presentada actualmente por la sensación-percepción, y reactualizada por acción de la memoria¹⁵⁴. El conjunto de procesos constituye la arquitectura funcional básica del psiquismo. Dentro de esta idea debemos situar a la mente, entendiéndola como el conjunto de mecanismos físicos, biológicos y psíquicos, conscientes o inconscientes, en que se apoya el funcionamiento de los procesos psíquicos¹⁵⁵.

La actividad psíquica de análisis consciente de las percepciones, controladas por el sujeto, sería lo que denominamos pensamiento. La cantidad de sensaciones, es decir de información, es tan grande que muchos estímulos serán procesados automáticamente, para ahorrar esfuerzos inútiles, así no siempre tendremos un control consciente. Gran parte de la actividad de los individuos se realiza de forma inconsciente, no degrada el concepto de sujeto psíquico que marca la diferencia entre el hombre y los animales de escalas inferiores¹⁵⁶. El proceso inconsciente suele proceder de una fase previa, anterior, de procesamiento consciente, donde se han realizado una serie de mecanismos muy elaboradas que culminan en un automatismo inconsciente.

Para algunos la conciencia es un paso más en el proceso de elaboración de datos, como un ordenador, donde no hay más que el análisis de los datos que computa, así el "fenómeno mental" no sería más que un epifenómeno. Para otros será la situación contraria, el sujeto psíquico no puede explicarse por la simple actividad neuroanatómica, existiría un dualismo, donde la mente es algo independiente al cerebro¹⁵⁷.

Una postura intermedia que cada vez gana más adeptos es lo que se denomina Emergentismo, donde el eje sensación-percepción-conciencia (SPC) es considerado como una propiedad real surgida en los seres biológicos, a partir de las

propiedades ontológicas primordiales de la materia. La conciencia es un mecanismo neuronal fruto de la evolución, donde aparecen mecanismos ciegos como soporte básico para la vida, para la supervivencia¹⁵⁸. Esta conciencia, actúa como un centro de enjuiciamiento y toma de decisiones (Figura 47).

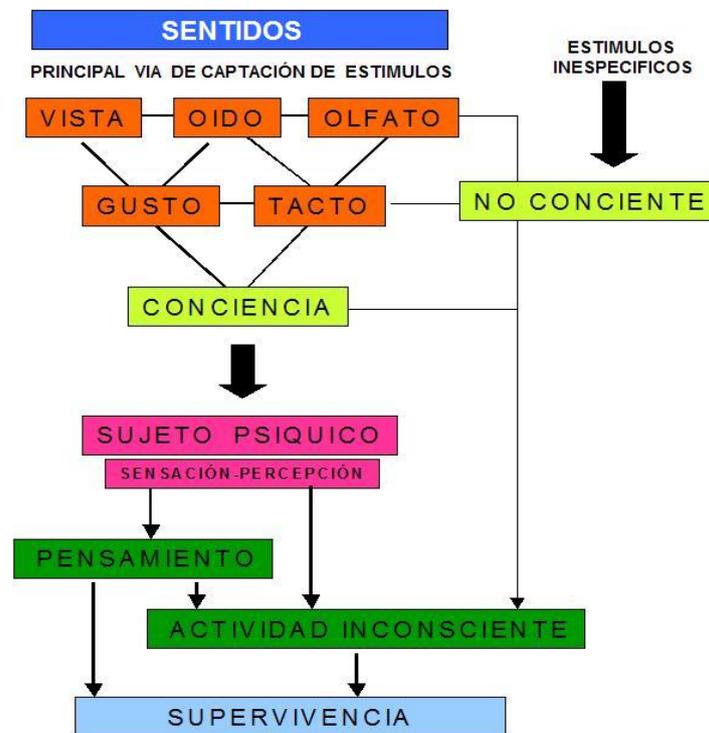


Figura 47. El soporte anatómico de esta actividad no se encontraría en un área determinada del cerebro, sino que sería fruto de la actividad sinérgica de distintas regiones, gracias a la plasticidad cerebral para establecer engranajes complejos.

Un elemento clave es la atención, entendida como una “focalización” de los sistemas perceptivos sobre una parte del campo total. Esta focalización sería un puro proceso mecánico, una respuesta a ciertos estímulos. Para los emergentistas la situación es muy diferente. La focalización surge de un proceso evolutivo para que el sujeto psicológico pueda controlar el campo total. Los emergentistas admiten que la atención tiene un componente inicial mecanicista, pero también existirá un control que actúa incrementando la sensibilidad a ciertos estímulos, aspecto fundamental en la supervivencia. Como vemos, casi todo lo dicho hasta ahora está enfocado hacia la supervivencia, algo que si bien es propio de los animales, en el hombre va perdiendo fuerza. Aunque persisten patrones en nuestro genoma que tienen su base en la evolución, cuando el hombre debía sobrevivir a las condiciones adversas de un medio hostil¹⁵⁹.

3. MEDIDA DE LA AGUDEZA VISUAL

En primer lugar, debemos advertir que la medida de la agudeza visual, según la realizamos ordinariamente, es una medida imperfecta, pues son muchos los factores que intervienen sobre la agudeza visual, como más adelante iremos viendo, y la mayor parte de éstos no son tenidos en cuenta. De aquí que los resultados obtenidos de una misma persona por diferentes oftalmólogos puedan ser ligeramente dispares.

Afortunadamente, aunque los valores que obtenemos no son rigurosamente exactos, son suficientes para la determinación de la refracción del ojo, una determinación exacta de la agudeza visual es bastante complicada, y la exactitud se considera un trabajo de laboratorio¹⁶⁰.

El Consejo Internacional de oftalmología (Budapest 1972)¹⁶¹ ha dado una serie de recomendaciones en lo que se refiere a la determinación de la agudeza visual. Lo que se buscaba, era la unificación de criterios y que todos los oftalmólogos hablásemos con la misma terminología en lo referente a la agudeza visual y, por tanto, los resultados obtenidos por diferentes oftalmólogos serían similares o concordantes.

Entre todas las exploraciones oftalmológicas realizadas, la refracción y la agudeza visual son, sin lugar a dudas, las más fundamentales. Esto no tiene nada de extraño si tenemos en cuenta, en primer lugar, que la disminución de la agudeza visual es el síntoma común a todas las ametropías, y, en segundo lugar, que la corrección de estas ametropías trae consigo una rápida subida de la agudeza visual hasta alcanzar los valores normales.

Al mismo tiempo que nos permite valorar la evolución de las enfermedades oculares. Por otra parte, cualquiera que haya sido el procedimiento empleado para la determinación de la refracción, siempre debe realizarse con optotipos estandarizados.

Muchas son las definiciones que se han dado de la agudeza visual, pero desde el punto de vista que aquí nos interesa, se puede decir que es la capacidad que tiene el ojo de percibir detalles, o también el límite de percepción, como distintos, de dos puntos muy próximos¹⁶².

Su estudio se acostumbra realizar en la clínica con los optotipos y con iluminación diurna, siendo pocos los realizados con bajas iluminaciones.

3.1 CLASIFICACIÓN DE LA AGUDEZA VISUAL

Duke Elder¹⁶³ distingue tres formas de agudeza visual:

Agudeza visual bruta, o poder visual del ojo no corregido.

Agudeza visual relativa, obtenida mediante la corrección de la ametropía con lentes situadas a la distancia de las monturas habituales, de 10 a 12mm del vértice corneal.

Agudeza visual absoluta, es la obtenida corrigiendo su ametropía con una lente situada en el foco anterior del ojo, a unos 15,7 mm del vértice corneal (Figura 48).

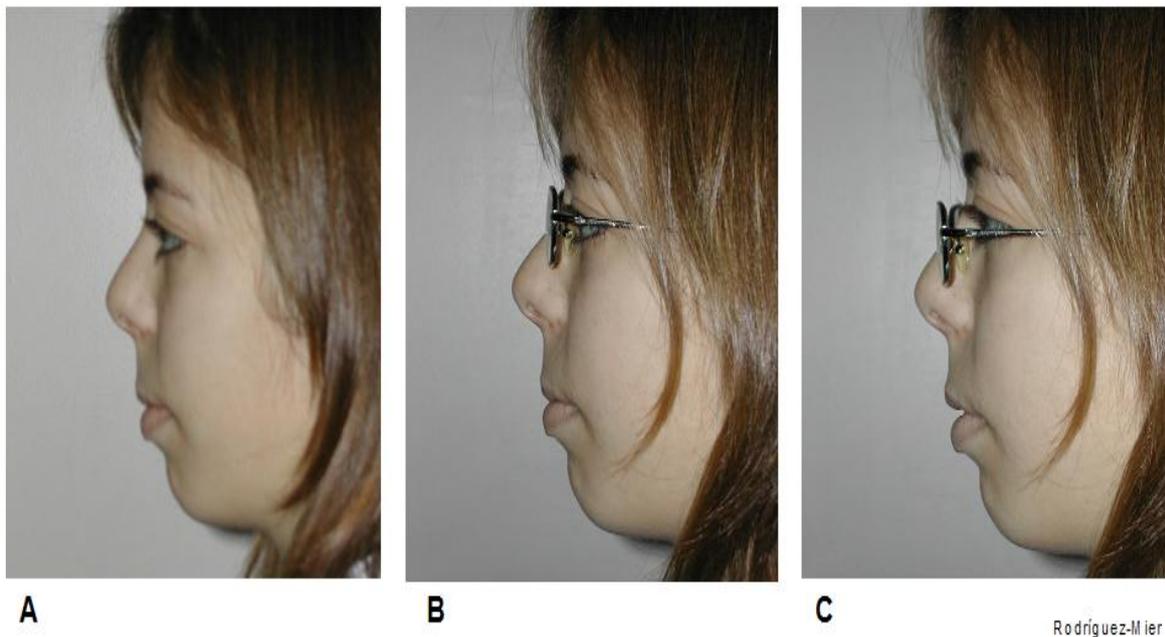


Figura 48. A. Agudeza visual bruta, o poder visual del ojo no corregido, B. Agudeza visual relativa, obtenida mediante la corrección de la ametropía con lentes situadas a la distancia de las monturas habituales, de 10 a 12mm del vértice corneal, y C. Agudeza visual absoluta que es la obtenida corrigiendo su ametropía con una lente situada en el foco anterior del ojo, es decir a unos 15,7 mm por delante del vértice corneal.

Pueden citarse dos tipos de visión a los que en la actualidad se empieza a dar mucha importancia. Nos referimos a las llamadas *angular* y *morfoscópica*; la angular es la que se determina con un solo optotipo; la morfoscópica, la que se examina con los optotipos en línea.

En la práctica vemos que puede ocurrir que un niño tenga una agudeza angular relativamente elevada y vea con la E de Snellen o de Rasquin 0.8 y que, pese a ello, con los optotipos en línea sólo alcance 0.4 en agudeza morfoscópica, fenómeno muy frecuente en los estrabismos, y que se conoce como fenómeno Crowding¹⁶² –del anglicismo amontonar: to crowd- .

Clasificación de la Agudeza Visual, según sus variedades o forma de determinarla:

A. Según su concepto, o agudeza ligada a:

1. La más pequeña superficie perceptible o minimum visible.
2. La más pequeña laguna que es visible entre dos puntos o minimum separable.
3. Poder de alineamiento, mínimo discriminable de alineamiento (agudeza vernier).
4. Mínimo legible, o poder separador del ojo para los caracteres alfabéticos.

B. Según las condiciones de luminosidad:

Agudeza visual *foto*pica. *Meso*pica y *escoto*pica.

C. Según el número y disposición de los optotipos:

1. Agudeza visual *angular* o determinada por un solo optotipo.
2. Agudeza visual *morfoscópica* o determinada con optotipos en línea.

D. Según la zona retiniana explorada.

Foveal ó visión central. Parafoveal y Periférica.

E. Según su corrección óptica

Agudeza visual con o sin lentes correctoras

F. Según la visión de uno de los dos ojos.

Agudeza visual monocular ó binocular.

G. Según la distancia del objeto fijado.

En visión lejana ó visión próxima.

H. Según la intervención psíquica del sujeto.

Agudeza visual subjetiva ó Agudeza visual objetiva

I. Según el color del optotipo

Agudeza visual en blanco negro o visión de colores.

J. Según el procedimiento

1. Estática o con el optotipo fijo, sin movimiento.
2. Dinámica o Cinética, con el optotipo en movimiento.
3. Potencial

3.2 OPTOTIPOS Y AGUDEZA VISUAL

El principal método existente, para la evaluación de la Agudeza Visual es el uso de optotipos. Los optotipos son unos objetos o figuras destinados a la determinación del valor de la agudeza visual. Todos los optotipos existentes y aceptados internacionalmente, los podemos agrupar en cinco categorías: Test de letras o números, Test direccionales, Test de figuras, Optotipos bicromáticos y optotipos para la valoración del astigmatismo¹⁶⁴. Estos test han sido adaptados a los diferentes alfabetos del planeta, pero siempre respetando los principios físicos de snellen.

Ya desde antiguo se utilizaron diferentes elementos de la naturaleza para valorar la agudeza visual. En la Edad Media por los árabes, quienes utilizaban para su determinación una de las estrellas de la constelación de la Osa Mayor, la cual es vista doble por los individuos de agudeza visual normal. La estrella Mizar, situada en la curva de la vara de la constelación del carro, como también se denomina a la Osa Mayor, es una estrella doble que es percibida como única, pero muy próxima a ella está situada otra pequeña estrella de 4ª magnitud, conocida con el nombre de Alcor y llamada por los árabes “la prueba”, por el hecho de que sobre ella era medida la agudeza visual de sus guerreros. En realidad, la determinación de la agudeza visual por la separación entre Mizar y Alcor no es muy exacta, pues la separación entre ambas estrellas es tres veces superior al ángulo mínimo discernible; pero puede ser considerado el primer optotipo del que tenemos referencia.

Daza de Valdés¹⁶⁵, en el siglo XVII, realizaba la medición de la agudeza haciendo contar al individuo unos granos de mostaza alineados. En el mismo siglo, P. De la Hire efectuaba la determinación mediante ciertos detalles del paisaje¹⁶⁵

Hooke y Porterfield¹⁶⁶ definieron, en el siglo XVIII, el poder separador máximo del ojo como vecino a 1 minuto. Hooke denominaba a este ángulo erróneamente “minimum visible”.

En 1752 y 1754, Tobias Mayer cita diversas experiencias realizadas según el principio del mínimo visible y también hechas según el mínimo separable, pero no pasaron del plano teórico¹⁶⁶.

Bufón y Meyer, en 1754, fueron los primeros en establecer una relación entre la agudeza visual y la iluminación, para lo cual trazaban una serie de líneas negras

paralelas sobre un papel y buscaban a qué distancia debía colocarse una bujía para que las rayas pudiesen ser contadas¹⁶⁶.

Las primeras escalas optométricas aparecieron en 1835, siendo su autor Henri Kuchler¹⁶¹. Estaban formadas por imágenes de animales y de objetos usuales, siendo sustituidas más tarde por caracteres tipográficos de diez tamaños diferentes graduados. Esta escala, aunque muy imperfecta, puede considerarse como una escala decimal.

3.2.1 Tests de Letras o Números.

Estos test han sido adaptados a los diferentes alfabetos (Figura 49), pero siempre respetando los principios de snellen; en el presente apartado nos dedicaremos a tratar el alfabeto latino, y la numerología arábica, ampliamente extendida en occidente.

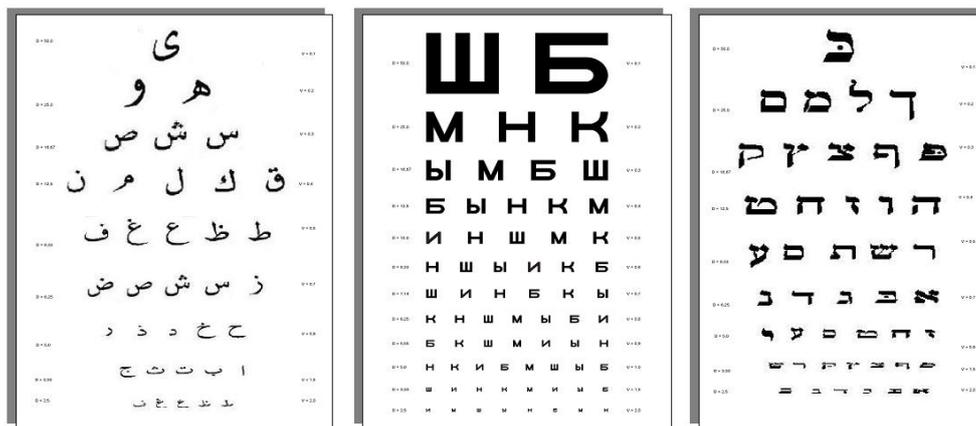


Figura 49. Diferentes optotipos adaptados a diferentes alfabetos: árabe, ruso y hebreo; sin embargo, todos ellos cumplen el principio de las leyes de Snellen.

a. LETRAS U OPTOTIPOS ALFABETICOS.

Las letras presentan ciertas ventajas sobre los signos, como la de evitar toda explicación entre el observador y el observado, lo que permite una mayor rapidez del examen. Al lado de estas ventajas ofrece también ciertos inconvenientes: el de su completa inutilidad cuando el paciente es un niño que no conoce las letras. Otro inconveniente es la relativa facilidad de ser aprendidas las letras de memoria por sujetos simuladores, y otro, quizá más importante, es el hecho de que, sin ser discernidas, son "adivinadas", lo que hace que el examen no sea muy exacto. Por otra parte, parece ser que no todas las letras se distinguen con la misma facilidad¹⁶⁷.

La relación espesor del trazo/anchura/altura será de 1/5/7. La altura tendrá el 6% más que el diámetro del anillo de Landolt correspondiente (Figura 50).

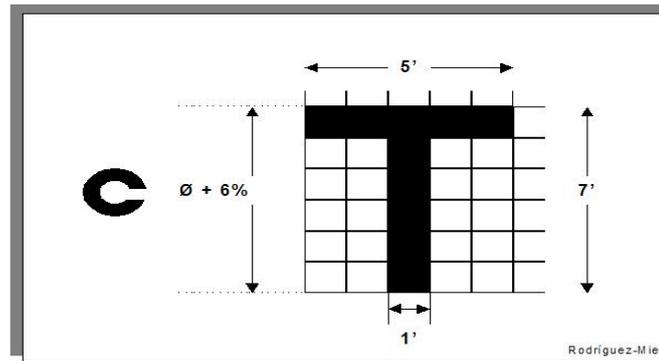


Figura 50. Las letras fueron establecidas según una relación en el que se tuvo en cuenta el trazo, la anchura y la altura. Para la altura se estableció un 6% más que el diámetro del anillo de Landolt, igual a 7' de arco.

Las normas inglesas sólo toman en consideración 10 letras (D-E-F-H-N-P-R-U-V-Z) ¹⁶⁷. Los optotipos de Colebrander¹⁶¹, fueron dados a conocer en 1954 y se basan en lo siguiente: como ya se ha indicado, el reconocimiento de las letras varía de unas a otras. Las que están al comienzo y al final de una línea también se reconocen mejor que las intermedias. Colebrander¹⁶¹ ha elegido solamente las letras B, E, H, K, N, R y S, retocadas para que su reconocimiento sea idéntico¹⁴⁹.

b. NÚMEROS O CIFRAS.

Hay optotipos de cifras, en lugar de letras mayúsculas, y se les pueden objetar los mismos inconvenientes que a los de letras. Actualmente, su uso está poco extendido. En la práctica es muy importante conocer la distancia que debe separar las letras de una línea de optotipos. Este problema ya fue planteado en los primeros tiempos en que se comenzó a determinar la agudeza por medio de escalas métricas visuales. Armaignac (1906)¹⁶⁸ afirmaba que la separación de las letras entre sí en una línea de las escalas debería ser igual a la anchura de la letra (Figura 51).

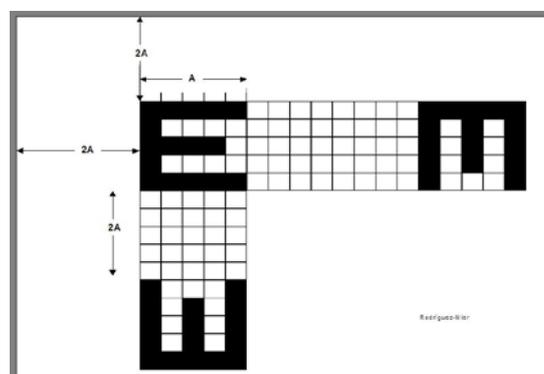


Figura 51. La mejor lectura se obtiene cuando los espacios entre las letras son, como mínimo, iguales a la altura de la letra, pero resulta mejor cuando es 2 veces esta altura, lo que debería tenerse en cuenta en la elaboración de las escalas métricas visuales.

Respecto a la separación entre las líneas de letras, recomendaba que la separación entre las líneas debía ser, aproximadamente, 2 o 3 veces la altura de las letras o números.

Estudiando la separación que debe existir entre las letras en las escalas visuales, la superficie que rodea a la letra debe ser, al menos, dos veces igual a la superficie cubierta por ésta. Lo cual quiere decir que la separación supone un espacio aproximadamente igual a 1,4 veces la anchura de la letra o número ¹⁶⁹.

Lo más importante del problema que estamos ahora estudiando es la decisión adoptada por el Consejo Internacional de Oftalmología (Budapest, 1972)¹⁶¹ de recomendar que se adopten las normas alemanas, las cuales valoran la separación que debe haber entre las letras, números o signos, en un espacio igual a su altura, lo que equivale a un valor de 1,4 veces su anchura (Figura 52).

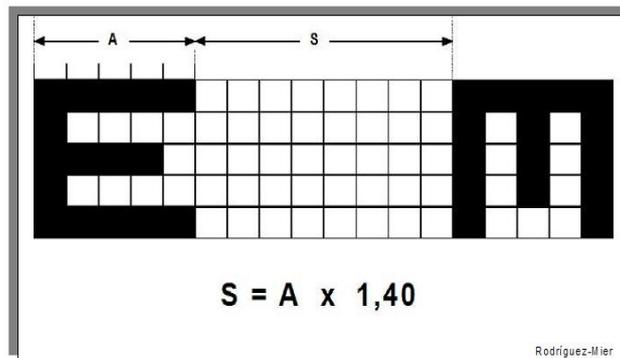


Figura 52. La decisión adoptada por el Consejo Internacional de Oftalmología, Budapest, 1972, recomendaban que se adopten las normas alemanas, las cuales valoran la separación que debe haber entre las letras, números o signos, en un espacio igual a su altura, lo que equivale a un valor de 1,4 veces su anchura.

Los sujetos inteligentes pueden reconocer la interrupción de un signo porque la luminosidad es allí más grande, por ejemplo tres signos casi iguales: el anillo de Landolt abierto a la derecha, la C y la G; para estos tres optotipos el emplazamiento de la solución de continuidad puede ser adivinado, pero sólo el “leerlas” permitirá distinguir la C de la G. Por tanto, la localización de la quebradura en el anillo de Landolt, en el cuadrado de Márquez y en los demás signos de este tipo constituirá una simple cuestión de visibilidad¹⁷⁰.

En la actualidad es muy empleado el optotipo con la E, y para que la contestación, en el caso de los niños, sea más exacta se entrega al sujeto una E recortada para que la oriente en el mismo sentido que la señalada en el optotipo.

3.2.2 TESTS DIRECCIONALES.

Aquí se incluyen, entre otros, el anillo de Landolt, la mira de Focault, el optotipo de Márquez, el anillo de Palomar Collado, la E de Snellen, la mano de sjögren¹⁷¹.

a. SIGNOS.

Con objeto de evitar ciertos inconvenientes, ya citados antes, que presentan las letras y las cifras, diversos autores han ideado el empleo de ciertos signos, como son el cuadro incompleto de Wecker, el anillo de Landolt, el anillo-disco de Palomar, el cuadro incompleto de Márquez, etc.

En las escalas construidas con signos, estos forman líneas orientadas en diversos sentidos. Las escalas de optotipos deben ser colocadas verticalmente, y la altura aconsejable es la de los ojos del sujeto observado.

Respecto a la separación entre los signos de las escalas de los optotipos, debe ser, por lo menos, igual a su anchura¹⁷¹.

- **Optotipos de Snellen.** En el año 1862, el holandés Herman Snellen¹⁷² dio a conocer escalas métricas visuales formadas por una serie de letras latinas o de simples figuras cuadradas, las cuales se agrupaban en ocho tamaños diferentes. Al lado de cada línea figura un número que indica la distancia que la línea es vista desde un ángulo de 5' (Figura 53). En un principio las escalas eran fraccionarias, posteriormente fueron adaptadas a decimales. Y en la actualidad, son las más generalizadas.

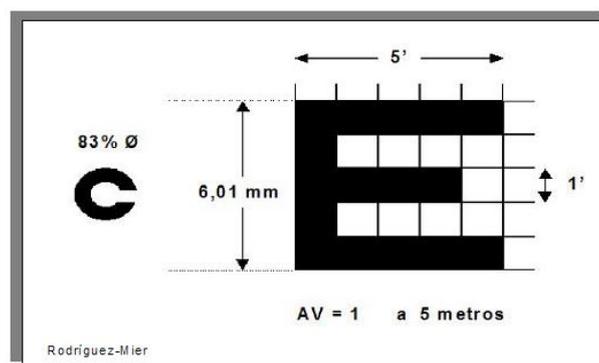


Figura 53. Si se estudian los optotipos de Snellen, por ejemplo la E, vemos que la construida para $V = 1$ tiene un espesor de 1.45mm y que de esta misma dimensión es la anchura blanca que separa los trazos negros, para que a la distancia de 5 m sean vistos por el sujeto observador desde un ángulo de un minuto. La letra, en su conjunto, se inscribe en un cuadro que es visto desde un ángulo de 5'.

La E de Snellen es, sin duda alguna, una de las más empleadas en clínica, pues tiene la gran ventaja de que es fácilmente interpretada por todos los individuos, en especial por los niños (Figura 54).

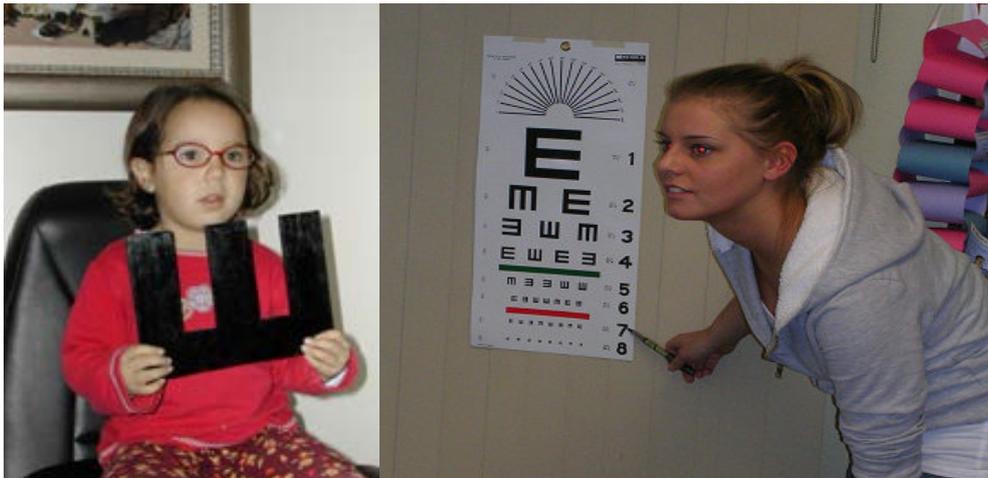


Figura 54. Una letra “E” de madera puede ser de gran ayuda, para la interpretación de los optotipos de Snellen o de Rasquin.

- **Optotipos de Rasquin.** A diferencia del optotipo de Snellen, consisten en una E con los tres trazos iguales¹⁶⁹ (Figura 55).

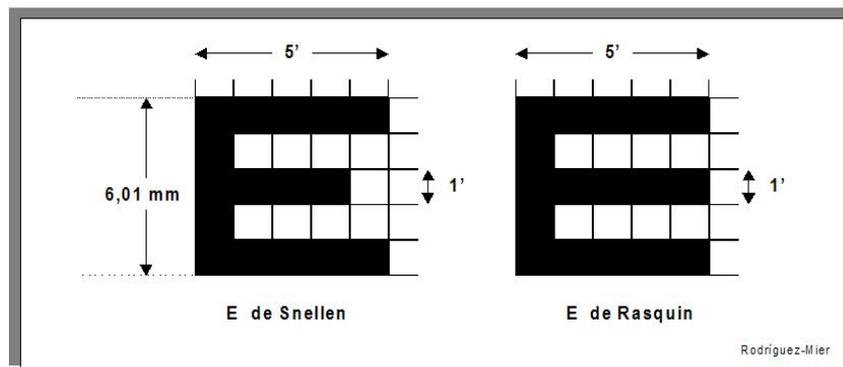


Figura 55. La “E” de Rasquin, no aporta ninguna ventaja sobre la “E” de Snellen, Solamente cobra interés en países con alfabetos no latinos y es comparada con un tenedor u otra herramienta de tres puntas.

- **Optotipos de wecker**¹⁷⁵ Estos tienen forma de gancho y no son muy recomendables, pues se obtienen valores mayores que con los otros, para agudezas visuales (Figura 56).

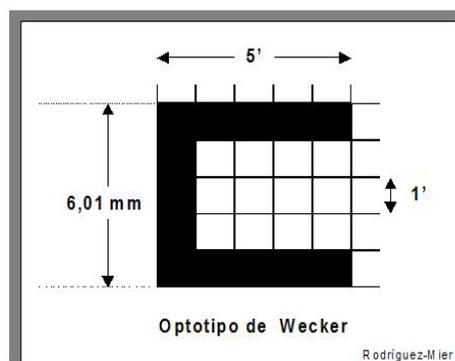


Figura 56. El optotipo de Wecker, basado en el principio de Snellen, tiene el inconveniente de que sobrevalora las agudezas visuales.

- **Optotipos de Parinaud.** Estas escalas se basan en los principios de Snellen, pero adoptan el ángulo de $4'$ para el conjunto de la letra, porque, según asegura su autor, este ángulo se adapta mejor a los caracteres romanos de escritura¹⁷³. La característica principal de estos optotipos radica en que prolonga la escala de Snellen hasta 25cm, con lo que los hace aplicables a la visión próxima.
- **Optotipos de Landolt.** En el año 1890, Landolt presentó un optotipo nuevo que posteriormente, en el congreso Internacional de Oftalmología, celebrado en Nápoles en 1909, fue adoptado por patrón para la medición de la agudeza visual (Figura. 57)¹⁷⁴.

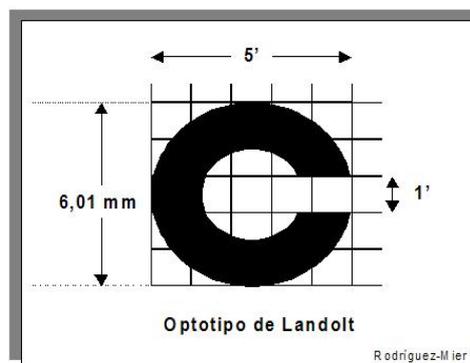


Figura 57. El test de Landolt consiste en un anillo incompleto cuya abertura varía de posición en los distintos anillos que componen cada fila de los optotipos. Para la agudeza visual igual a la unidad a 5 m, el diámetro aparente del anillo es de $5'$, el espesor del trazo negro del anillo es de $1'$ y la abertura también de $1'$.

El patrón de medida de la agudeza visual en el anillo de Landolt (Figura 58), es de un diámetro exterior de $5'$ de ángulo, con un espesor de trazo de un minuto, siendo igualmente de $1'$ el intersticio o interrupción del anillo (corresponde a A.V. = 1 a 5 m). El test deberá ser presentado en 8 posiciones de base¹⁷⁶.

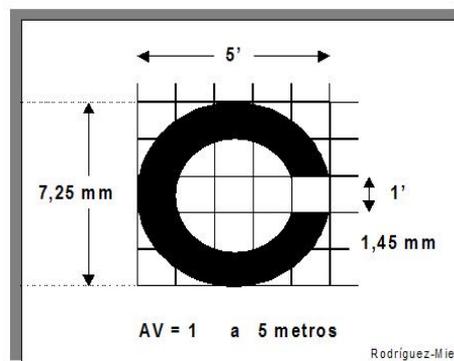


Figura 58. El test de Landolt, es considerado uno de los mejores métodos para valorar la agudeza visual.

- **Mira de Foucault.** Es éste un test que ha sido muy empleado en óptica instrumental y en trabajos de laboratorio, y sólo rara vez en la clínica. La mira de Foucault está constituida por unos trazos negros paralelos, separados por intervalos blancos de la misma anchura que los trazos. Se denomina “paso de mira” a la distancia que separa el punto medio de un trazo del mismo punto del trazo inmediato, es decir, que el paso de mira es igual a dos veces el espesor de un trazo¹⁷⁷. El individuo cuya agudeza visual le permite la percepción del test es capaz de indicar la orientación de los trazos. Para poder evitar los efectos del astigmatismo, cada línea de las escalas visuales construidas por este test deberá constar de varios grupos de miras orientadas en distintas direcciones del espacio.
- **Optotipos de Márquez**¹⁷⁸. Las escalas visuales de Márquez deben ser consideradas desde dos puntos de vista diferentes: el test y la graduación de las escalas (Figura 59). El optotipo propuesto por Márquez es un cuadrado incompleto, que presenta una abertura por uno de sus lados, para ser visto, para $V = 1$, con un diámetro aparente de $1'$, y cada lado del rectángulo de $5'$.

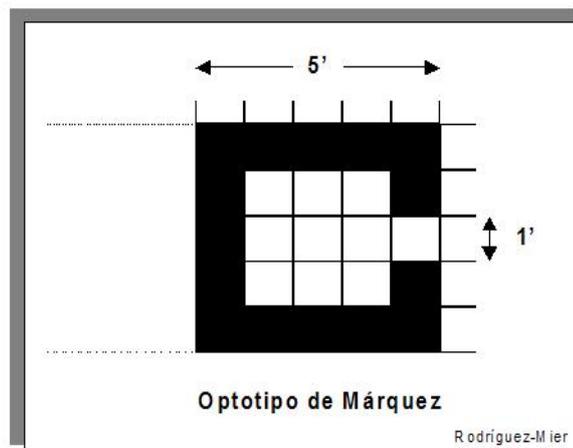


Figura 59. Optotipo de Márquez, este test puede compararse al anillo incompleto de Landolt, siendo idéntico a él en su abertura. A nuestro parecer es, en conjunto, menos perfecto, ya que mientras el anillo de Landolt, por ser circular en todas direcciones, es visto desde un tamaño angular igual, el cuadrado de Márquez, en sus diagonales tiene un valor mayor de $5'$, aunque sus lados si sean iguales a $5'$.

Sin embargo las escalas de Márquez¹⁷⁸ presentan indudables ventajas por lo que respecta a sus divisiones. Para Márquez las escalas de optotipos deben tener un número suficiente de ellos, que él calcula en 19 filas, y que justifica diciendo que en las agudezas pequeñas no se pasa, como ocurre en las escalas de Wecker, de 0.52 a 0.125, o, en las decimales, de 0.1 a 0.2, sino por valores intermedios de 0.1, 0.110, 0.125..., etc., que son más graduables y permiten comparar en días sucesivos la mejoría de un tratamiento, en tanto que con las otras escalas un

enfermo que en la primera visita acusaba 0.10 y en la segunda presenta la misma agudeza puede haber mejorado hasta 0.11, sin que este valor pueda ser medido con ellas¹⁷⁹.

- **Optotipos de Palomar Collado.** También conocido como anillo-disco de Palomar. Estos optotipos fueron presentados por su autor en el año 1943. Se trata de una acertada modificación del anillo interrumpido de Landolt, ya que la abertura es un círculo de valor angular de un minuto (Figura 60)¹⁸⁰. Siendo visto el anillo en un ángulo de 5'. En el centro del anillo existe un círculo negro de un valor angular de 1'. Estos valores del optotipo corresponden a $V = 1$.

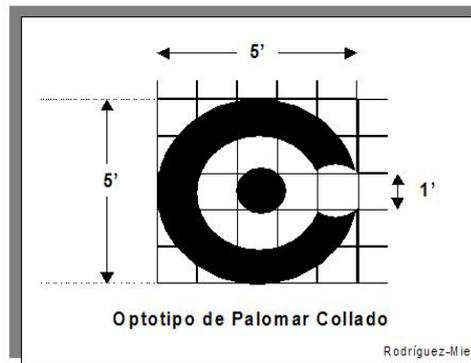


Figura 60. El optotipo de Palomar-Collado es un perfeccionamiento del optotipo de Landolt, ya que la abertura del anillo es un círculo de valor angular de un minuto.

- **Optotipos de Fink.** Estos optotipos son muy semejantes a los de Landolt. Su modificación consiste en el empleo de varios anillos en cada fila, los cuales tienen diversas aberturas, lo que, según su autor, resultaría muy ventajoso en los casos de astigmatismo¹⁸¹. En estos optotipos, la agudeza visual se determina preguntándole al paciente el número de aberturas (Figura 61).

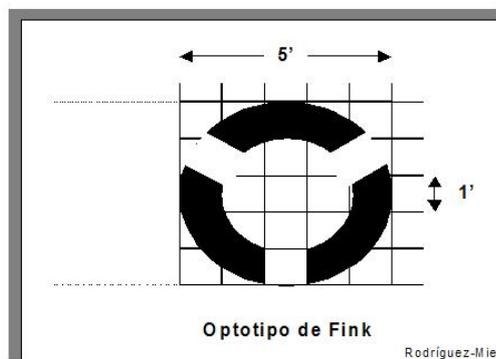


Figura 61. El optotipo de Fink, se caracteriza por ser varios anillos con diferente número de aberturas, puede ser muy útil en casos de astigmatismos.

- **Optotipos de la Organización Internacional de Normalización**¹⁸². En el año 1954 fue dado a conocer el test, de forma completamente nueva y que difiere bastante de los demás. Es muy poco utilizado en la práctica clínica, quedando reducido su uso, hasta el momento presente, a determinaciones de laboratorio¹⁸³.

El optotipo consiste en un octógono atravesado por dos bandas negras. Los trazos del octógono y de las bandas tienen el mismo grosor; la posición del optotipo varía hasta en cuatro posiciones (Figura 62).

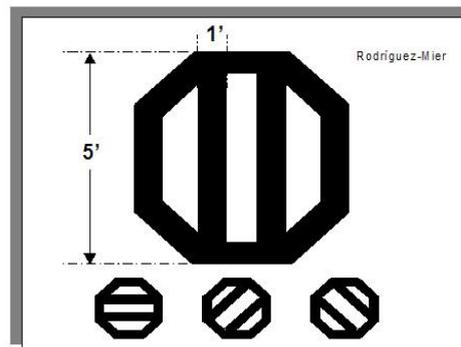


Figura 62. Optotipo de la Organización Internacional de Normalización. Es muy poco utilizado en la práctica clínica, quedando reducido su uso, hasta el momento presente, a determinaciones de laboratorio.

b. GEOMETRICO

Estos optotipos fueron dados a conocer por su autor en el año 1943 y se les conoce como optotipos de Goldman. Están constituidos por unos tests en forma de damero y formados por cuatro superficies dispuestas a modo de tablero de damas, tres de las cuales tienen cuadrillos más pequeños que la cuarta¹⁸⁴. Al ver los de las tres primeras a determinada distancia, dan la misma densidad de gris¹⁸⁵ (Figura 63).

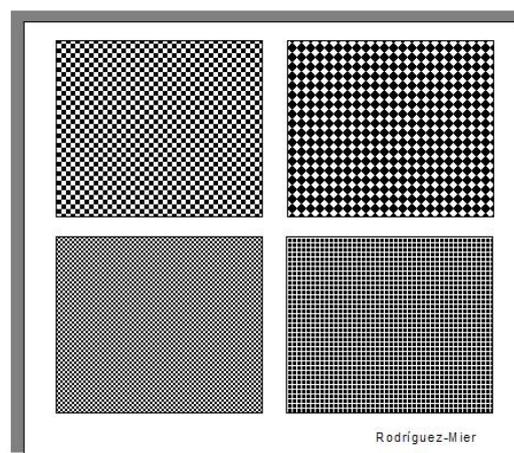


Figura 63. La escala de optotipos se construye con dameros de diferentes tamaños, y la determinación de la agudeza visual se realiza pidiendo al sujeto que indique la posición de cada cuadro del damero en relación con las otras tres superficies, percibidas en un tono de gris homogéneo.

c. TEST DE BARRAS O BANDAS

El análisis de Fourier es un método matemático que constituye un valioso instrumento en el estudio de la información que procesa el sistema nervioso central y los sistemas neurales en general¹⁸⁶. Es especialmente fácil aplicar esta técnica a los sistemas cuya entrada se pueda caracterizar como la suma de referencias sinusoidales, como es el caso de los sistemas lineales¹⁸⁷. Las tradicionales “empalizadas” construidas con bandas claras y oscuras alternadas tienen una luminosidad cambiante que puede expresarse como una función ondulatoria al cuadrado (Figura 64). Para realizar una prueba de este tipo se hace fijar la vista del paciente en un sistema sinusoidal de barras, lo suficientemente pequeño como para caer dentro de la región macular¹⁸⁹. La luminosidad media del sistema es mantenida constante durante todo el tiempo. El patrón es alternado a intervalos regulares con una pantalla homogénea de la misma luminosidad media. El paciente debe indicar cuándo ve o deja de ver el sistema alternante de bandas. Esta prueba ha sido utilizada en problemas visuales determinados por trastornos cerebrales y, más recientemente, patologías de la retina¹⁹⁰.

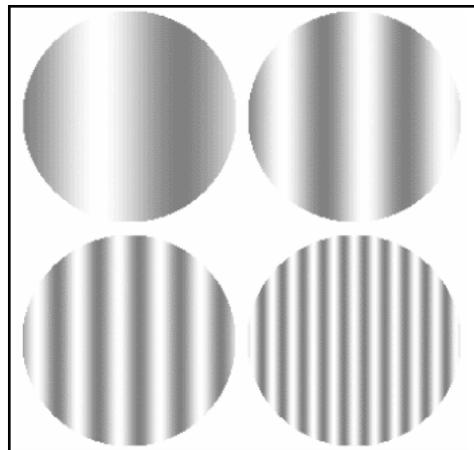


Figura 64. Con objeto de explorar el procesamiento espacial llevado a cabo por el sistema visual mediante las series de Fourier, se han desarrollado secuencias de bandas con luminosidad constantemente variable siguiendo una función ondulatoria sinusoidal. En tales sistemas no se observan bordes netos. (Campbell FW, Green DG. «Optical and retinal factors affecting visual resolution», J. Physiol. 1965, 181: 576-593.)

Se denomina “frecuencia espacial” de las barras paralelas al número de pares de bandas oscuras y blancas por grado de ángulo visual. La “frecuencia de corte” es la más alta frecuencia espacial detectable con 100% de contraste, o sea el sistema de barras más delgadas detectable. Para las más bajas frecuencias espaciales el contraste provee una medida de la detectabilidad del barrado¹⁹². Se define el contraste como la diferencia de luminosidad entre las bandas claras y oscuras divididas por el

duplo de la luminosidad media de patrón. El contraste mínimo requerido para detectar determinado sistema de bandas constituye el umbral de contraste, y su inversa es la sensibilidad de contraste. La investigación de esta última como función de la frecuencia espacial es una “curva de sensibilidad al contraste”¹⁹³. Las anomalías en la sensibilidad al contraste en determinado paciente son demostradas por un diagrama normalizado denominado “visuograma”. Este es un esquema de la relación entre la sensibilidad al contraste del paciente respecto de la de un sujeto normal promedio en las correspondientes frecuencias espaciales.

Las curvas de sensibilidad al contraste de sujetos normales que acusan una agudeza 20/20 en la prueba de Snellen muestran una pequeña variabilidad entre los diferentes sujetos y cambios predecibles cuando se presentan defectos de refracción. El ancho de la banda en la frecuencia de corte muestra íntima relación con el componente anchura de las más pequeñas de las letras correctamente identificadas con el Snellen, excepto en algunas patologías de lesiones cerebrales que afectan las vías ópticas y en maculopatía por retinitis pigmentosa¹⁸⁹.

3.3 AGUDEZA VISUAL POTENCIAL.

Tanto para el diagnóstico como para el seguimiento evolutivo de las enfermedades oculares son necesarios ciertos tipos de pruebas subjetivas u objetivas de la visión¹⁹⁴. Existe una amplia gama de las mismas, que van desde la determinación de la simple agudeza visual hasta los estudios psicofisiológicos y electrofisiológicos más sofisticados. Una o más de estas pruebas pueden ser importantes para establecer el grado de extensión de un daño macular, seguir el curso o diagnosticar una enfermedad que no sea detectable oftalmoscópicamente, determinar si un cambio macular forma parte de un trastorno retiniano más extenso y diferenciar la histeria o la simulación de una degeneración temprana de la mácula.

Existen otras pruebas¹⁹⁵, útiles para determinar el estado de la función macular, que solo enumeraremos con carácter informativo. Estas pruebas pueden dividirse en métodos psicofísicos y fisiológicos. Las pruebas psicofísicas son subjetivas. Se presenta al paciente un estímulo físico y el paciente indica, verbalmente o por otro medio subjetivo, la detección del estímulo y se mide un parámetro de respuesta por medios electrofisiológicos o de otra clase.

Entre las pruebas psicofísicas tenemos¹⁹⁶: La Agudeza Visual, la visión coloreada, la adaptación a la oscuridad, la perimetría dinámica y estática, la grilla de Amsler, la prueba de deslumbramiento, los test dependientes del epitelio pigmentario (Prueba de los cepillos de Haidinger y la mancha de Maxwell), la sensibilidad foveal al parpadeo y la Agudeza visual potencial.

Las pruebas electrofisiológicas son: la Electrorretinografía (ERG), la Electrooculografía (EOG), los Potenciales visuales evocada (PVE) y el Nistagmo optocinetico¹⁹⁷.

Como podemos darnos cuenta, son múltiples las pruebas que nos permiten valorar el estado macular, pero mientras unas hacen una valoración cualitativa, solamente la agudeza visual la hace de forma cuantitativa y cualitativa. La Agudeza Visual Potencial, es una prueba Psicofísica, equiparable a la agudeza visual estática. Fue de esta necesidad, que nació el sistema de Agudeza visual potencial¹⁹⁸.

Con respecto a la Agudeza Visual Potencial, Fue Minkowski¹⁹⁹ en 1983, quien introdujo por primera vez el termino de "Potential Visual Acuity". Sin embargo fue Green²⁰⁰ quien en 1970 hizo los primeros estudios para determinar la Agudeza visual en pacientes con cataratas, en ninguno de sus trabajos^{201,202} hizo referencia al nombre como tal. Durante algunos años, fue motivo de discusión para autores como

Dobson²⁰³, Spekreijse²⁰⁴ y Weiter²⁰⁵, hasta que Guyton y Minkowski^{206,207} patentaron el equipo conocido como Guyton-Minkowski PAM (Potential Acuity Meter)[®] zanjando la disputa. Así, la Agudeza Visual Potencial, paso a ser un concepto más de estudio, preoperatorio, en los pacientes con cataratas.

La agudeza visual potencial, puede ser definida, como la capacidad que tiene un paciente de alcanzar una determinada agudeza visual, posterior a la cirugía de cataratas, trasplante de cornea u postvitrectomía en opacidad vítrea. El término, fue introducido por Guyton, en la década de los '80 conjuntamente con la creación del sistema conocido como Potential Acuity Meter (PAM, de las siglas en Inglés), y que se traduce como Medidor de Agudeza visual potencial²⁰⁸.

Actualmente, la valoración de la Agudeza Visual Potencial (AVP), es un término genérico usado para todas aquellas pruebas que nos permitan realizar una valoración cuantificable de la agudeza visual, preoperatoriamente. La mejor forma para realizar esta valoración, debería ser con un sistema equiparable con la escala de Snellen, ya es el sistema de valoración rutinario en todas las consultas optométricas y oftalmológicas²⁰⁹. En el mercado existen dos equipos comercializados, uno utiliza la cartilla de Snellen y el otro la interferencia de franjas o test de barras modificado. Nosotros hemos ideado un sistema que también utiliza la cartilla de Snellen, y el cual compararemos con los otros ya existentes. Los tres cuantifican la agudeza visual en decimales:

a. Guyton-Minkowski PAM[®]

b. Retinometro Lambda 100[®]

c. Proyector Macular MAP

La importancia de estas pruebas radica en la posibilidad de conocer preoperatoriamente, la agudeza visual postoperatoria. Si se confirma una agudeza visual baja, se puede estar seguro de que el resultado postoperatorio será deficiente. Sin embargo, para evitar falsos negativos es necesaria una cuidadosa técnica exploratoria²¹⁰, descartando patologías oculares asociadas (ver TABLA III).

4. VISIÓN Y TRANSPARENCIA OCULAR

4.1 MEDIOS OCULARES

Leonardo Da Vinci reinventó la cámara oscura (mencionada ya en el año 1038 por Ibn Al Haitam)²¹¹ al observar la imagen invertida de los objetos, que se formaba sobre la pared opuesta a la ventana, por la luz que penetraba en una habitación oscura, a través del agujero de una persiana; por lo tanto, supuso que podía formarse una imagen análoga en la cavidad interna del ojo²¹².

El oftalmoscopio de Helmholtz nos permite comprobar directamente, en el ser vivo, la formación de la imagen retiniana; al mismo tiempo que una proyección nítida es la condición necesaria de una clara visión; por lo tanto es necesario la transparencia de los diferentes elementos ópticos del ojo: Córnea, cristalino, vítreo y del humor acuoso.

El ojo es como una cámara fotográfica, el cristalino es la lente que hace converger los rayos sobre la retina, produciendo una imagen invertida. El ojo tiene como mínimo ocho superficies de saltos de índice de refracción²¹³. Si todas estas superficies estuvieran centradas sobre un mismo eje, simplificaría las cosas, pero no es así. Cada estructura ocular influye sobre el resultado de la calidad de la imagen²¹⁴ y, por consiguiente, pueden alterar o modificar la visión²¹⁵. (Figura 65).

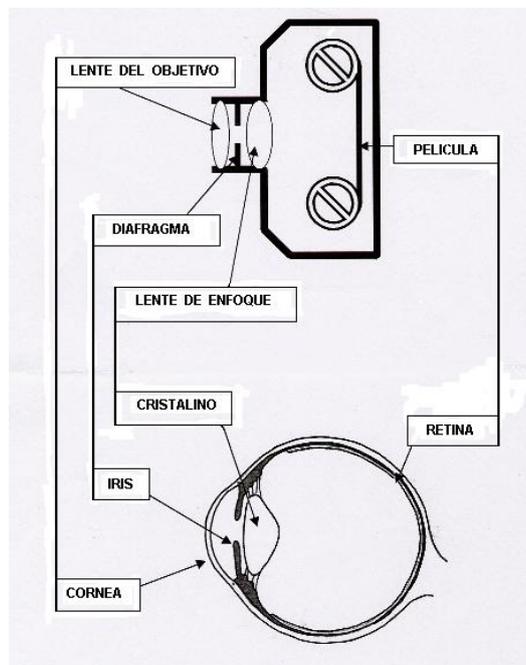


Figura 65. El ojo es como una cámara fotográfica. La cornea del ojo es el lente del objetivo, el iris es el diafragma y el cristalino es la lente de enfoque (del zoom). El zoom o cristalino funciona gracias a unas fibras (zonula) que le permiten engancharse al cuerpo ciliar (o músculo ciliar). El músculo ciliar y el cristalino, tienen una capacidad acomodativa muy alta que va disminuyendo con la edad. La función es la de permitir el enfoque, de las imágenes, sobre la retina (película fotográfica).

Gracias a los estudios de Gauss²¹⁶, y las leyes de formación de imágenes, se han ideado varios modelos simplificados, que nos permitan los cálculos del ojo teórico, y su aplicación futura. De hecho, existen en el ojo dos elementos físicos que frecuentemente deben ser tenidos en cuenta: por una parte, el vértice de la córnea (punto por donde el eje óptico corta la cara anterior de la córnea) y por otra parte, la pupila, diafragma del iris que regula el haz luminoso²¹⁷. (TABLA II)

TABLA II. Valores determinados para el ojo de Gullstrand y el ojo teórico, teniendo en cuenta que el ojo es un instrumento óptico que al mismo tiempo es un órgano vivo, en constante cambio y que sufre modificaciones por la edad. (Fuente: Yves Le Grand. Óptica fisiológica, El ojo como instrumento óptico. Tomo I. Hurtmann, S.A. Ed. Española 1991).

CARACTERISTICAS	OJO GULLSTRAND		OJO TEORICO	
	Sin Acomodar	Con Acomodación	Sin Acomodar	Con Acomodación
Índices de refracción				
<i>Córnea</i>	1,376	1,376	1,3771	1,3771
<i>Humor Acuoso</i>	1,366	1,366	1,3374	1,3374
<i>Cristalino</i>	1,408	1,426	1,42	1,427
<i>Humor Vítreo</i>	1,336	1,336	1,336	1,336
Abscisas al vértice corneal				
<i>Superficie posterior de la cornea</i>	0,5	0,5	0,55	0,55
<i>Superficie anterior del cristalino</i>	3,6	3,2	3,6	3,2
<i>Superficie posterior del cristalino</i>	7,2	7,2	7,6	7,7
Radio de curvatura				
<i>Superficie anterior de la cornea</i>	7,7	7,7	7,8	7,8
<i>Superficie posterior de la cornea</i>	6,8	6,8	6,5	6,5
<i>Superficie anterior del cristalino</i>	10	5,33	10,2	6,0
<i>Superficie posterior del cristalino</i>	-6	-5,33	-6	-5,5
Potencias				
<i>Superficie anterior de la cornea</i>	48,83	48,83	48,35	48,35
<i>Superficie posterior de la cornea</i>	-5,88	-5,88	-6,11	-6,11
<i>Superficie anterior del cristalino</i>	5	9,375	8,10	14,93
<i>Superficie posterior del cristalino</i>	8,33	9,375	14	16,65
<i>Núcleo equivalente del cristalino</i>	5,985	14,96		
Córnea				
<i>Potencia</i>	43,053	43,053	42,36	42,36
<i>Posición del punto principal objeto</i>	-0,0496	-0,0496	-0,06	-0,06
<i>Posición del punto principal imagen</i>	-0,0506	-0,0506	-0,06	-0,06
<i>Distancia focal objeto</i>	-23,227	-23,227	-23,61	-23,61
<i>Distancia focal imagen</i>	31,031	31,031	31,57	31,57
Cristalino				
<i>Potencia</i>	19,11	33,06	21,78	30,70
<i>Posición del punto principal objeto</i>	5,678	5,145	6,02	5,47
<i>Posición del punto principal imagen</i>	5,807	5,225	6,20	5,65
<i>Distancia focal objeto</i>	-69,908	-40,416	-61,41	-43,56
<i>Distancia focal imagen</i>	69,908	40,416	61,34	43,52
Ojo Completo				
<i>Potencia</i>	58,636	70,57	59,94	67,68
<i>Posición del punto principal objeto</i>	1,348	1,772	1,59	1,82
<i>Posición del punto principal imagen</i>	1,602	2,086	1,91	2,19
<i>Posición del foco objeto</i>	-15,707	-12,397	-15,09	-12,96
<i>Posición del foco imagen</i>	24,387	21,016	24,20	21,93
<i>Distancia focal objeto</i>	-17,055	-14,169	-16,68	-14,78
<i>Distancia focal imagen</i>	22,785	18,930	22,29	19,74
<i>Posición del punto nodal objeto</i>	7,078	6,533	7,20	6,78
<i>Posición del punto nodal imagen</i>	7,332	6,847	7,51	7,16
<i>Acomodación (origen en pp)</i>	0	10,66	0	6,96
<i>Posición de la pupila de entrada</i>	3,045	2,667	3,04	2,66
<i>Posición de la pupila de salida</i>	3,664	3,211	3,68	3,26
<i>Aumento en el plano de pupilas</i>	0,909	0,941	0,92	0,95

Fuente: Yves Le Grand. Óptica fisiológica, El ojo como instrumento óptico. Tomo I. Hurtmann, S.A. Ed. Española 1991.

Es evidente que ningún órgano posee una forma estrictamente geométrica pero el ojo humano adulto, puede ser descrito como una esfera de 12 mm de radio, completada por delante por un casquete transparente más abombado, fragmento de una esfera de 8mm de radio. Los centros de estas esferas están a una distancia de 5 mm. Este esquema geométrico es una ficción; sin embargo, los tejidos oculares han podido formar un aparato óptico preciso, con curvaturas regulares aunque no geométricas²¹⁸.

El ojo es un sistema óptico complejo. Esta constituido por una serie de estructuras anatómicas que cumplen la función de lentes, cuyo objetivo es permitir que las imágenes percibidas sean enfocadas adecuadamente en la retina, para su procesamiento cerebral¹⁴². Este sistema óptico, se caracteriza por su transparencia; cualquier alteración en la transparencia de los medios oculares modificara la percepción de la imagen.

Es de vital importancia para obtener una excelente imagen retiniana y por lo tanto una buena percepción visual, la existencia de transparencia en los diferentes dióptricos oculares. Son múltiples las patologías adquiridas o relacionadas con el proceso normal del envejecimiento que alteran la transparencia de estructuras anatómicas como la cornea, el humor acuoso, el cristalino y el humor vítreo, que son susceptibles de ser corregidas quirúrgicamente. Pero en el intrincado proceso de la visión no solo intervienen los fenómenos ópticos, que nos permiten el enfoque de la imagen en la retina, sino también la integridad anatómica de la retina y de la vía óptica, y fenómenos de estimulación, procesamiento y aprendizaje previo realizado por la corteza cerebral²¹⁹.

La principal causa relacionada con la disminución de la Agudeza visual por perdida de transparencia de uno de los dióptricos oculares, es la opacificación del cristalino por causa del envejecimiento y que se conoce como CATARATA DEL ADULTO. Sin embargo el proceso de cataratogenesis no es solo exclusivo de la edad, existen infinidad de elementos inherentes al individuo, a su desarrollo tanto embrionario como evolutivo y ambientales que pueden contribuir con el desarrollo de la catarata. En definitiva la catarata es una patología del cristalino de origen multifactorial, cuyo principal factor de riesgo es la edad. Diversas enfermedades como la diabetes, la hipertensión y la obesidad, junto con otros factores externos, como el tabaco, el alcohol, la desnutrición y las radiaciones ionizantes, entre

otras, pueden intervenir en el proceso de cataratogénesis. Es interesante identificar los factores de riesgo; de su identificación, sería posible detener la evolución de la catarata en algunos casos, especialmente cuando tales factores fueran modificables.

Existen otras patologías oculares que de forma individual o actuando en conjunto pueden afectar la transparencia de los diferentes medios oculares y por lo tanto, también, reducir de forma variable la agudeza visual. Las principales alteraciones oculares, que afectan la transparencia, las podemos encontrar resumidas en la TABLA III.

PRINCIPALES ALTERACIONES OCULARES QUE AFECTAN LA TRANSPARENCIA DE LOS DIOPTRIOS OCULARES

CORNEA	Edema corneal de cualquier origen. Glaucoma Agudo Edema corneal en Cornea Guttata Distrofias o Degeneraciones Corneales Queratoconos avanzados Queratoglobos avanzados Leucomas o nubeculas cicatrizales Queratitis Sicca. Queratitis infecciosas. Abuso de Lentes de Contacto Disminución del film lagrimal
HUMOR ACUOSO	Uveítis anteriores e intermedias Hipemas traumáticos o espontáneos
HUMOR VITREO	Hemorragias vítreas en Hipertensión arterial Hemorragias vítreas en Diabetes Hemorragias vítreas en desgarro retinal Uveítis con Vitritis.
CRISTALINO	Cataratas de diferente etiología Lenticono

TABLA III. Algunas patologías oculares que de forma individual o actuando en conjunto pueden afectar la transparencia de los diferentes medios oculares y por lo tanto, también, reducir de forma variable la agudeza visual.

4.2. DESARROLLO DE CATARATAS EN EL ADULTO

El conocimiento de la embriología y de la anatomía del cristalino contribuyen a un mejor entendimiento de las causas, intrínsecas y extrínsecas, que pudieran favorecer al desarrollo de una catarata. Con fines puramente descriptivos y con finalidad didáctica diferenciaremos cataratas congénitas, cataratas nucleares, cataratas corticales y cataratas subcapsulares posteriores, siendo un hecho cierto que las mismas pueden presentarse de forma aislada o comúnmente combinada. Cualquier opacidad del cristalino, sea cual sea su grado, puede ser descrita como catarata²²⁰.

Los factores de riesgo identificados para el desarrollo de la catarata se pueden dividir de dos maneras:

1. Modificables, es decir, aquellos factores de riesgo que con la intervención mediante prevención sobre ellos, pueden eliminarse; y
2. Los no modificables, que son la mayoría de los factores de riesgo que se encuentran implicados en esta patología.

Aceptando que la catarata es una patología del cristalino de origen multifactorial, haremos un breve repaso de su patogenia y revisaremos los factores de riesgo que pudieran estar implicados en su formación. Existen diferentes estructuras implicadas en el desarrollo de la catarata y pasamos a revisarlas. No pretendemos ser exhaustivos y no es el objetivo de esta tesis.

El principal componente del cristalino es agua (65%), el resto (35%) es esencialmente una estructura proteica. Las proteínas cristalinas vienen constituidas por tres componentes principales: solubles de bajo peso molecular, solubles de alto peso molecular y proteínas insolubles. Estas proteínas a lo largo de la edad varía del siguiente modo: las proteínas solubles de bajo peso molecular disminuyen, mientras que la fracción de las de alto peso molecular aumenta; por otra parte, la fracción de proteínas insolubles aumenta de modo continuo con la edad sufriendo un incremento considerable alrededor de los 60 años²²¹. Entre los 70 y 80 años, más de la mitad de la estructura proteica se encuentra en la fracción insoluble. Este considerable incremento de las proteínas insolubles en la sexta década de edad va acompañado de una disminución en la fracción de proteínas solubles de elevado peso molecular.

Las anomalías en las estructuras membranosas de las células fibrosas se asocian también con el desarrollo de cataratas seniles. El contenido total de lípidos alcanza un 2% del peso húmedo del cristalino, y esta compuesto mayoritariamente por fosfolípidos²²². La catarata senil produce una importante disminución de las proteínas asociadas a la membrana, pudiendo ser resultado de daños oxidativos²²³.

El cristalino presenta ciertos mecanismos de protección frente a la oxidación, el más importante es el constituido por el sistema glutatión peroxidasa (GSH), el superóxido dismutasa y la catalasa²²⁴. La inhibición de estas enzimas influye en el desarrollo de la catarata. Otros componentes cristalinos como el selenio y la riboflavina, son necesarios para el funcionamiento de este ciclo redox²²⁵. Siendo el selenio un cofactor del enzima glutatión peroxidasa²²⁶, la riboflavina es un cofactor del enzima glutatión reductasa²²⁷. La vitamina E contiene propiedades antioxidantes²²² que actúan sinérgicamente con el ciclo redox del sistema GSH; el ácido ascórbico actúa con el mismo nivel ya que regenera la vitamina E²²⁸. El sistema GSH puede actuar directamente como radical libre, previniendo la oxidación de las proteínas y la formación de enlaces covalentes. La formación de la catarata se debe a un progresivo decrecimiento en el nivel del sistema GSH.

De los sistemas enzimáticos restantes, el superóxido de dismutasa (SDOD) interviene como mecanismo de defensa antioxidante actuando contra los radicales libres y protegiendo al cristalino del efecto del superóxido. La disminución de la actividad del SDOD puede contribuir a la formación de cataratas. Respecto a la catalasa, no existen evidencias acerca de su influencia en la formación de cataratas.

El metabolismo cristaliniano de los monosacáridos es determinante en el desarrollo de la catarata. El nivel de glucosa en el cristalino supone la décima parte del existente en el humor acuoso²²⁹. A pesar del aumento de la concentración de glucosa en el humor acuoso, dentro de los niveles normales la concentración en el cristalino no se ve afectada por lo que la utilización de glucosa no se incrementa; este hecho sugiere la existencia de algún tipo de barrera al paso de glucosa. Por otra parte, la concentración de fructosa es similar a la de glucosa. La principal fuente de energía del cristalino es la glucosa. A pesar de metabolizar una pequeña proporción de glucosa, esta vía produce una gran

proporción de ATP, a raíz de su eficiencia en la formación de ATP con glucosa y oxígeno²³⁰.

Existe una última vía en el metabolismo de la glucosa. La vía del sorbitol, a pesar de la escasa cantidad de glucosa utilizada, es muy importante por su potencial cataratogénico. Su función es variable, pero puede actuar como osmoregulador. De todos modos, la actividad cíclica del sorbitol en esta vía puede beneficiar al cristalino, luchando contra una hiperglucemia cataratogénica sostenida. La vía del sorbitol se compone de dos enzimas deshidrogenadas reversibles: la aldosa reductasa y la sorbitol deshidrogenasa. Se ha demostrado la efectividad de los inhibidores de la aldosa reductasa en la prevención de cataratas inducidas por la glucemia²³¹.

4.2.1 CATARATAS NUCLEARES

La catarata senil es la causa más común de pérdida de visión en el mundo²³². Aproximadamente existen entre 40 y 45 millones de personas ciegas en el mundo²³³, y aproximadamente la mitad de ellas lo son por catarata²³⁴.

La catarata senil es la mayor causa de discapacidad en la vejez. Las opacidades asociadas a la edad, se encuentran en el 21% de las personas entre 52 y 64 años, en el 53% de las personas entre 65 y 74 años, y en el 80% de los individuos entre 75 y 85 años²³⁵.

La predisposición familiar para el desarrollo de cataratas ha sido reconocida en el caso de las cataratas nucleares²³⁶, que es el tipo de catarata más prevalente en Europa y la que comúnmente requiere de cirugía.

Aunque existen datos contradictorios sobre la posible implicación de un gen mayor parece probable que diferentes genes menores pudieran estar implicados en el desarrollo de opacidades nucleares, probablemente en conjunción con otros factores ambientales²³⁷.

La catarata nuclear, entendida como el estadio avanzado de la esclerosis nuclear del cristalino, es la forma más frecuente de catarata relacionada con la edad. La presencia de esclerosis y amarillamiento nuclear se considera fisiológico en la edad media de los pacientes, esta condición interfiere mínimamente en la visión²³⁸. En cambio, cuando la esclerosis y el cambio de color del cristalino aumenta se denomina catarata nuclear y es causa de opacidad central, tales cambios son visibles con lámpara de hendidura.

Existen múltiples condiciones y enfermedades sistémicas relacionadas con la formación de cataratas nucleares en los pacientes: Artritis, Ricas dietas en proteínas, Hipertensión arterial, Diabetes, uso de medicamentos como los mióticos y las fenotiacinas, así como la exposición a radiaciones ionizantes y arsénico, el tabaquismo.

Existe un estudio que relaciona la longitud axial del ojo con el riesgo de desarrollar esclerosis nuclear²³⁹: a mayor longitud axial, mayor riesgo de desarrollar opacidades nucleares. Parece ser que las mujeres son ligeramente más susceptibles a parecer cataratas nucleares²²⁹ y en esto pueden ser determinantes las influencias hormonales ya que se ha visto una reducción de la prevalencia de la catarata en pacientes posmenopáusicas en tratamiento con estrógenos. Las diferentes exposiciones ambientales respecto al hombre, también pueden ser factores que condicionen ésta, leve pero aparente, diferencia entre los dos sexos.

4.2.2 CATARATAS CORTICALES

Es la catarata más común. En su patogenia, existen cambios en su composición iónica que produce una hidratación de las fibras, hecho que deriva en opacificación de la zona cortical. Suele ser una catarata bilateral y frecuentemente asimétrica. La herencia también juega un papel importante en la catarata cortical²⁴⁰. La catarata cortical es la catarata más prevalente en raza negra y se ha demostrado la presencia de un efecto genético en su desarrollo.

Existen múltiples condiciones y enfermedades sistémicas relacionadas con la formación de cataratas nucleares en los pacientes: Diabetes Mellitus, Hipertensión Arterial, uso de medicamentos como la hormona tiroidea y Amiodarona, así como la exposición a radiaciones ionizantes cósmicas y arsénico. Se ha encontrado asociación entre el color oscuro del iris con el desarrollo de catarata cortical²⁴¹. También existe relación entre la catarata cortical y el género femenino según varios estudios. La influencia hormonal puede jugar un papel importante en ésta asociación, en combinación con las exposiciones medioambientales²⁴².

La Diabetes Mellitus generalmente se ha relacionado con el desarrollo de la catarata, en particular con la catarata cortical y subcapsular posterior. Un tipo de catarata específica de la diabetes mellitus es la catarata en “copos de nieve”, es más rara y aparece en grandes descompensaciones de la diabetes y en

grandes hiperglucemias. Son cataratas subcapsulares anteriores y posteriores, con opacidades pulverulentas, inicialmente, que evoluciona a opacidades en “copos de nieve”. Su desarrollo es rápido y progresivo y, generalmente son bilaterales²⁴³. Diferentes estudios han demostrado que los pacientes diabéticos mayores de 65 años presentan un riesgo aumentado para desarrollar catarata con respecto a la población general, entre tres y cuatro veces mayor riesgo. Si evaluamos pacientes menores, el riesgo se multiplica por veinte aproximadamente²⁴³. Este riesgo, se iguala en pacientes diabéticos mayores de 60 años. Por lo tanto, la diabetes mellitus, hace que la catarata se inicie en poblaciones más jóvenes.

El mecanismo patogénico relacionado puede ser la formación de productos de glicación, que se depositan en el cristalino y producen alteración de las proteínas a ese nivel²⁴⁴. No está claro si el control apropiado de la diabetes reduce las alteraciones proteicas del cristalino. La concentración de la hemoglobina glicosilada se relaciona con la presencia de catarata cortical y subcapsular posterior. Ésta es mayor en sujetos menores de 60 años de edad²⁴⁵ ya que, a partir de los 60 años, el riesgo de desarrollar catarata es similar en la población diabética o no diabética.

En la diabetes existen modificaciones físico- químicas del cristalino; por lo tanto, los factores implicados en la cataratogénesis difieren de los de la catarata senil. Existen dos mecanismos²⁴⁶ que favorecen la opacificación del cristalino:

1. Un mecanismo osmótico (las fibras del cristalino se hidratan y aumentan de volumen; este estado es reversible, al menos al principio); y
2. Un mecanismo que modifica las proteínas del cristalino (éstas pierden solubilidad y precipitan formando opacidades). Éste último mecanismo es más importante en caso de cataratas seniles.

La glucosa, es la mayor fuente de energía en el metabolismo cristalino y proviene del humor acuoso a través de un proceso de difusión simple y facilitada. La difusión simple se lleva a cabo a través de la superficie del cristalino y está facilitada por un transportador exclusivo de glucosa. Tras la entrada de las moléculas de carbohidratos en el cristalino, éstas se metabolizan obteniendo un nivel de glucosa libre intracristalina diez veces menor que el nivel en humor acuoso²⁴⁷. En el cristalino existe la enzima hexoquinasa, que fosforila la molécula

de glucosa a glucosa-6- fosfato. El 85% de la glucosa-6-fosfato pasa a la vía de la glicólisis anaeróbica para la producción de ATP.

La vía de sorbitol, en pacientes normales, actúa en el 5% del metabolismo de los carbohidratos, reduciendo la glucosa a sorbitol a través de la enzima aldolasa reductasa. El sorbitol, posteriormente pasa a fructosa a través de la enzima sorbitol deshidrogenasa. En situaciones de hiperglucemia, el metabolismo de los carbohidratos se deriva a la vía del sorbitol, ya que la vía de la glicólisis anaerobia se satura; en consecuencia, la sobrecarga osmótica que genera el sorbitol almacenado lleva a una edematización del cristalino, que empieza a perder su transparencia²⁴⁸.

4.2.3 CATARATA SUBCAPSULAR POSTERIOR

Este tipo de catarata, se presenta en pacientes más jóvenes y suele aparecer tras la ingesta prolongada de corticoides (tópicos o sistémicos), en traumatismos, secundario a procesos inflamatorios, post-radiación, en miopías magnas, en degeneraciones retinianas y en atrofia girata. Es menos frecuente que el resto de las formas de presentación de las cataratas; muchas veces aparece combinada con la catarata nuclear y cortical. Se ha encontrado muy asociada con Dermatitis Atópica, ingestión de antimaláricos, alcoholismo y tabaquismo²⁴⁹.

4.3 CATARATAS Y VISION FUNCIONAL

La pérdida de transparencia u opacificación del cristalino se conoce como catarata (Figura 66). La cirugía de la catarata ha evolucionado considerablemente; actualmente la técnica usada es la facoemulsificación, combinada con la implantación de un lente intraocular y una mínima incisión quirúrgica, permite que muchas personas puedan incorporarse de nuevo a su actividad habitual después de un corto postoperatorio, con una rápida recuperación visual. Por lo tanto es normal que el paciente tienda a crear demasiadas expectativas en lo que será su agudeza visual postoperatoria²⁵⁰. La decisión de efectuar una cirugía de catarata se toma generalmente después de evaluar el grado de reducción de la agudeza visual, las necesidades visuales del paciente y los potenciales riesgos asociados a la cirugía²⁵¹.



Rodríguez-Mier, F.A. Agudeza visual potencial usando el método de proyección macular.

Figura 66. Catarata Corticonuclear madura en paciente de 81 años de edad, con marcado compromiso de la agudeza visual, y con limitación en sus actividades diarias. Su ojo contralateral era ciego. La paciente fue operada con implante de Lente intraocular, mejorando significativamente su visión.

En el mejor de los casos quirúrgicos, sin complicaciones, una pobre recuperación visual es decepcionante tanto para el paciente como para el cirujano ya que, teóricamente, no existiría una explicación para ello.

El aumento de la esperanza de vida, hace que las poblaciones en países industrializados estén envejeciendo. Con la edad, el organismo humano se va modificando y aparecen enfermedades propias de la edad. Todos los tejidos y sistemas del organismo se ven afectados por las enfermedades padecidas a lo largo de los años. Es evidente, que como cualquier órgano del sistema, los

órganos de los sentidos, como el ojo humano, van deteriorándose creando importantes problemas visuales. Cuando dichos problemas visuales ocurren en edad activa, los pacientes pueden tener dificultades para desempeñar su trabajo²⁵².

La calidad óptica del cristalino se va degradando a medida que pasan los años. Se producen cambios moleculares que llevan a un incremento de su densidad que conlleva un incremento de la dispersión de la luz y al aumento de las aberraciones de alto orden. El límite se establece en los 40 años. A partir de esta edad, se incrementa la densidad del núcleo del cristalino de manera lineal²⁵³.

A partir de los 65 años de edad, se produce una pérdida lenta y continuada de agudeza visual, sensibilidad al contraste y tolerancia a los deslumbramientos. Se disminuye el poder de acomodación, se altera la visión binocular y la discriminación de los colores. Estos problemas visuales van minando la calidad de vida de los pacientes, impidiéndoles, en ocasiones, la realización de actividades cotidianas, restándoles independencia, hecho que puede afectar a su salud mental²⁵⁴.

La Agudeza visual es el principal método existente, en el cual podemos conjugar elementos objetivos y subjetivos, que nos permiten valorar la integridad funcional de la visión. La disminución de la visión en uno o ambos ojos es el cuadro clínico con el que la mayoría de las ocasiones debuta una patología ocular²⁵⁵. Clínicamente la agudeza visual se puede medir utilizando escalas gráficas, a blanco y negro, que reciben el nombre de optotipos. La Agudeza Visual es la facultad de percibir aisladamente los objetos que nos rodean y que es tanto más elevada cuanto más nos permita discriminar objetos más próximos entre ellos²⁵⁶.

La visión funcional, es aquella que utilizamos en nuestra vida diaria. Es reconocer rostros con distintos grados de iluminación, ver una señal de tráfico o ver un escalón o una alfombra doblada en condiciones de mala iluminación.

La Organización mundial de la Salud (OMS)²⁵⁷ en 1992 definió: “una persona con baja visión es aquella con una incapacidad de la función visual aún después de tratamiento y/o corrección refractiva común, con agudeza visual en el mejor ojo, de 0,3 a percepción de luz; o campo visual de 10º desde el punto de

fijación, pero que se use, es decir, potencialmente capaz de usar la visión para la planificación y ejecución de tareas”.

La pérdida de visión es la tercera causa de discapacidad en pacientes mayores de 70 años, tras la osteoartritis y la enfermedad cardíaca. La pérdida parcial de la visión funcional, ocasionará en el paciente un deterioro en su calidad de vida. Un anciano por el hecho de presentar problemas visuales con repercusión en sus labores habituales, es un sujeto de alto riesgo de incapacidad, enfermedad y muerte²⁵⁸.

Cuanto más intensa sea la pérdida de visión funcional más afectará a su calidad de vida. Existen unas variables que van a condicionar una diferente repercusión en la vida diaria, ya que la pérdida de visión no influye de la misma manera en toda las personas. Nos referiremos a las personas de mayor edad²⁵⁹. Es evidente que no es lo mismo vivir solo que acompañado y aún viviendo solos, hay muchos ancianos que conocen perfectamente su hábitat y realizan una vida independiente que se vería mermada con un cambio de domicilio. También influye el estilo de vida que lleva el paciente. Hay ancianos que salen a pasear a diario, en cambio otros no salen de su domicilio. Sin duda, las enfermedades asociadas tienen una gran trascendencia, por ejemplo para una persona con una inestabilidad de base, añadirle dificultades visuales lo llevaría a una pérdida de su capacidad de deambulación. Por lo tanto el hecho de presentar catarata, conlleva una peor calidad de vida, sobretodo en pacientes con catarata bilateral²⁶⁰.

Durante años se consideró la agudeza visual como sinónimo de visión, pero entendemos que actualmente es más completo utilizar el término de visión funcional, ya que éste término incluye la agudeza visual, el campo visual, la percepción del color y la sensibilidad al contraste²⁶¹.

5. MOTIVACIÓN DEL TRABAJO

Poder determinar con relativa exactitud la Agudeza Visual Postoperatoria de un paciente, con cataratas, ha sido el objetivo primordial en todos los estudios preoperatorios; esto llevo a Minkowski²⁰⁶, en 1983, a la creación del PAM (Potential Acuity Meter). Un primer estudio, en compañía de Guyton¹⁹⁹, realizado sobre 47 ojos con cataratas demostró una predictibilidad del 100%, con un margen de error de 3 líneas de agudeza visual, en la clasificación de Snellen, y de 91% en dos líneas. Con una predicción de agudeza visual postoperatoria de 20/40 (0,5) en el 95% de los casos.

Estudios posteriores, en 1984, utilizando el mismo equipo y realizados por Minkowski²⁰⁷ y Guyton²⁶² demostraron que dichos resultados continuaban siendo positivos y favorables para el PAM, manteniendo una predictibilidad para dos líneas de visión, en la escala de Snellen entre 90 y 93%; teniendo en cuenta que los grupos poblacionales estudiados fluctuaron entre 64 y 120 ojos.

Pensando en el bienestar del paciente, la mejora de la calidad de la asistencia y en la optimización del servicio, nos llevo a pensar en crear un nuevo diseño de medidor de la Agudeza Visual Potencial, que fuera igual o mejor que los ya existentes, pero más práctico, versátil y un complemento a los equipos ya existentes en las consultas oftalmológicos, sin ir en detrimento del paciente. Por ello se hacia necesario, realizar un estudio de fiabilidad y predictibilidad, así como de sensibilidad y especificidad, para el nuevo instrumento, que será llamado Macular Projection (MAP).

6. LOCALIZACIÓN DEL TRABAJO

Este trabajo ha sido realizado en el Hospital de Figueres, actualmente conocido como Fundació Salut Emporda. Un hospital del Nordeste de España, en la provincia de Girona, comarca del Alt Empordà, con una influencia sobre una población superior a los 100.000 habitantes, localizado en la Ciudad de Figueres. Es un hospital que desde 1984, pertenece a la Red Hospitalaria de Utilización Pública (XHUP), del Servei Català de la Salut, del Institut Català de la Salut, de la Generalitat de Catalunya. Cuenta con una superficie total construida de 14.575 m², distribuidos en cuatro plantas, en que se reparten los servicios básicos, los servicios centrales, los servicios generales y otros servicios encargados de dar soporte. La capacidad del hospital es de 168 camas, distribuidas en tres plantas. Cuenta con 27 consultas externas, que prestan atención ambulatoria especializada. La especialidad de Oftalmología, pertenece administrativamente al servicio de cirugía, cuenta con cuatro consultorios equipados para la consulta básica oftalmológica, dos consultorios de optometría, y un consultorio de pruebas especiales: Angiografía, Campimetría, Biometría y láseres de YAG-Argón. Una plantilla de cinco oftalmólogos, dos optómetras y dos auxiliares de enfermería.

Hemos contado con la colaboración incondicional de todo el servicio de Oftalmología del Hospital de Figueres. En cuanto a la valoración de la Agudeza Visual potencial, para obviar la predisposición o la inducción del investigador, cada equipo fue usado por tres oftalmólogos diferentes, en tres consultas diferentes, en el mismo día con un lapso de 15 minutos entre prueba y prueba. Durante todo el estudio fueron siempre los mismos oftalmólogos con los mismos equipos.

El presente trabajo, no recibió financiación externa, y no existen intereses comerciales. El C-Quant y los equipos de Valoración de la agudeza Visual Potencial: El Guyton-Minkowski PAM[®] y el Retinometro Lambda 100[®]; así como el proyecto, diseño y fabricación del Proyector Macular MAP, han sido autofinanciados por el autor de la presente tesis.

La hipótesis es una interpretación anticipada y racional de los fenómenos de la naturaleza..

Claude Bernard

Nos gusta llamar testarudez a la perseverancia ajena pero le reservamos el nombre de perseverancia a nuestra testarudez.

Jean Baptiste Alphonse Karr

II. HIPOTESIS Y OBJETIVOS

II. HIPOTESIS Y OBJETIVOS

1. Hipótesis

El “Proyector Macular” MAP, diseñado y fabricado por nosotros, es tan eficaz, fiable y predictivo como el Guyton-Minkowski® PAM y el Retinometro Heine Lambda 100® en la valoración de la Agudeza Visual Potencial. Con la ventaja, añadida sobre los otros dos, que nos permite visualizar el área macular, mientras realizamos la prueba; además de ser un equipo fácil de usar y cómodo de transportar.

2. Objetivos

1. Diseñar y fabricar un nuevo dispositivo al que llamaremos Proyector Macular (MAP), basado en la escala de Snellen, de uso fácil, simple y económico, que nos permita determinar la agudeza visual potencial del paciente; al mismo tiempo que visualizamos el fondo ocular.

2. Operar 1.200 ojos de pacientes con cataratas y sin ninguna otra patología ocular asociada. Para poder determinar la Agudeza visual potencial preoperatoriamente, usando los siguientes equipos: El Guyton-Minkowski® PAM, el Retinometro Heine Lambda 100® y el Sistema de Proyección Macular (MAP) diseñado.

3. Valorar el resultado de las agudezas visuales obtenidas, posterior a la cirugía de la catarata, con la agudeza visual potencial previa.

3.1 Demostrar que el sistema diseñado de Proyección Macular (MAP) es tan eficaz como el sistema Guyton-Minkowski® PAM y el Retinometro Heine Lambda 100®; Comparando su Sensibilidad y Especificidad.

3.2 Valorar la Fiabilidad y Predictibilidad del sistema diseñado de Proyección Macular (MAP), el Guyton-Minkowski® PAM y el Retinometro Heine Lambda 100® en la capacidad para determinar la agudeza visual potencial.

4. Determinar la influencia que pueden ejercer la densidad de la catarata y el resultado predictivo de la Agudeza Visual potencial.

Sólo se aguanta una civilización si muchos aportan su colaboración al esfuerzo. Si todos prefieren gozar el fruto, la civilización se hunde.

José Ortega y Gasset

III. MATERIAL Y METODOS

III. MATERIAL Y METODOS

1. MATERIAL

1.1 SELECCIÓN DE PACIENTES

Se estudiaron un total de 820 pacientes, 1200 ojos, afectados de catarata; con opacidad cristalínea igual o mayor a 3 (Igual o mayor NO-NC3, C3, P3), según el Lens Opacities Classification System III (LOCS III) ²⁶³. Sin patologías oculares asociadas y cumpliendo con los criterios de inclusión y exclusión de pacientes.

En cumplimiento con la Ley Orgánica 15/1999 de 13 de diciembre de Protección de Datos de Carácter Personal, (LOPD), con el objeto garantizar y proteger, los datos personales, las libertades públicas y los derechos fundamentales de los pacientes del presente estudio, se utilizó un número independiente al de su historia clínica, el cual quedaba reflejado en la ficha de recolección de datos. Este número fue asignado de forma consecutiva entre 001 hasta 820.

Nuestro trabajo al estar realizado en humanos, cumple con la Declaración de Helsinki de 1964, con las recomendaciones contempladas en el Informe de Belmont de 1978 y con las Pautas del Consejo de Organizaciones Internacionales de las Ciencias Médicas de 1982. Todos los pacientes firmaron un Consentimiento de autorización quirúrgica de Anestesia y Cirugía de catarata, en este último se hacía constancia de la realización de tres pruebas con los equipos: Guyton-Minkowski PAM[®], Retinómetro Lambda 100[®] y Proyector Macular MAP. **(ANEXO II)**

1.1.1 SISTEMA DE CLASIFICACIÓN LOCS III

En el año 1988 se creó el sistema de clasificación de cataratas seniles conocido como LOCS I ²⁶⁴ en el que se utilizaba como referencia fotografías estándar obtenidas bajo iluminación directa con lámpara hendidura y por retroiluminación. Posteriormente, en 1989 se realizó una versión más completa que la anterior en la que se añadieron más fotografías y por lo tanto un mayor grado de clasificación, se le llamó LOCS II ²⁶⁵. El sistema de clasificación de opacidades de cristalino versión III ²⁶³ (The Lens Opacities Classification System III) es una forma mejorada de clasificación de cataratas seniles basada en los datos aportados por el estudio de una serie de ojos con lámpara hendidura y retroiluminación.

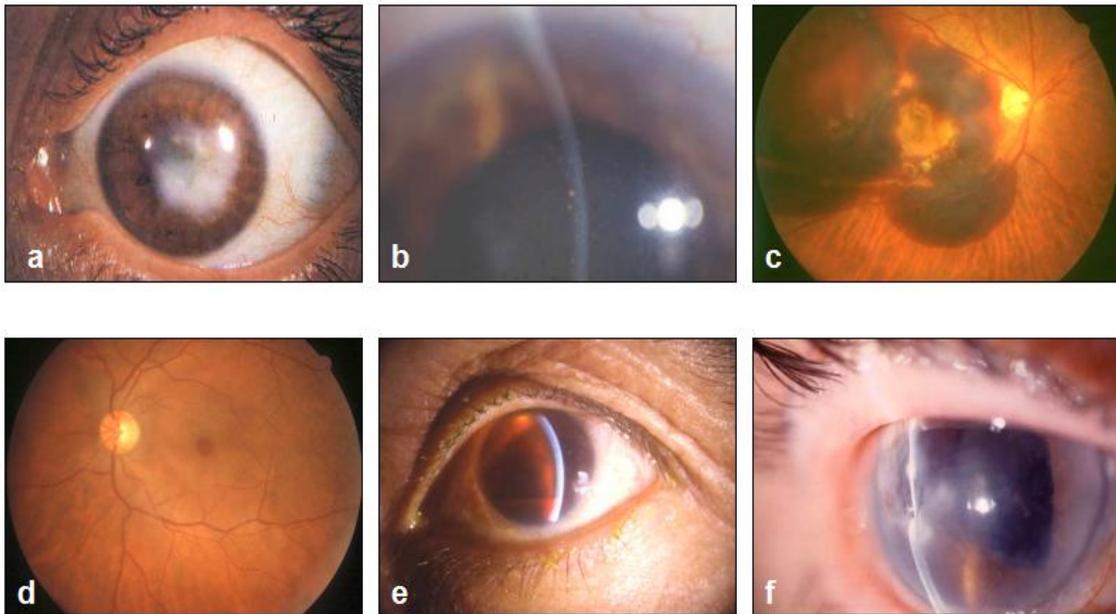
Con este nuevo sistema, se logró mejorar las limitaciones de la LOCS II realizando los siguientes ajustes:

- Los grados de la catarata que establecen el color del núcleo (NC) han pasado de cuatro, en la LOCS II, a seis en la LOCS III.
- Se ha establecido una relación entre la escala de referencia del color del núcleo (NC) y dos medidas objetivas del mismo.
- Se han expandido las escalas que definen la opacidad nuclear (NO).
- Ha permitido seleccionar grados intermedios de catarata entre los estándares establecidos.
- Permite medir valores intermedios de NO y NC.
- Valora estadíos tempranos de catarata subcapsular (P).
- Utiliza una escala decimal.

1.1.2 CRITERIOS DE EXCLUSION

Se excluyeron del estudio todos los pacientes con:

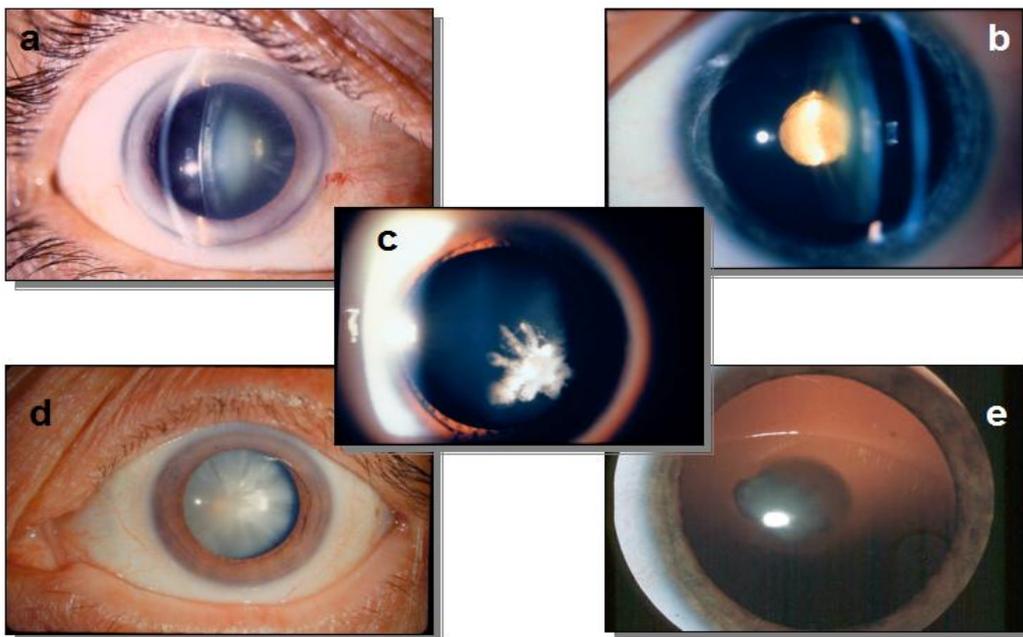
- Alteración de la transparencia corneal o vítrea (Figura 67a).
- Uveítis activas que modifiquen la transparencia de humor acuoso o vítreo (Figura 67b).
- Pacientes con retinopatía diabética o alteraciones vasculares retinianas, por el riesgo de sangrado vítreo tras la cirugía y por consiguiente enturbiamiento hemático vítreo (Figura 67c).
- Alteraciones maculares congénitas o adquiridas (Figura 67d).
- Pacientes con complicaciones intraoperatorias o postoperatorias como hipertensión ocular, edema epitelial o corneal, hemorragias intraoculares, ruptura capsular posterior, pacientes con lente intraocular fuera del saco y vitreorragias (Figura 67e).
- Pacientes con Distrofia corneal tipo Fuchs o Cornea Guttata, por el riesgo de edema corneal postoperatorio (Figura 67f)
- Cirugías combinadas, en un mismo acto quirúrgico, por ejemplo cirugía del glaucoma y de la catarata.
- Pacientes con déficits cognitivos o retraso mental. Igualmente pacientes analfabetos, que no conozcan las letras del alfabeto latino, que les impida leer o reconocer e interpretar los optotipos.



Rodríguez-Mier, F.A. Agudeza visual potencial usando el método de proyección macular.

Figura 67. Del estudio se excluyeron pacientes con alteración de la transparencia corneal o vítrea (a), Uveítis activas (b), Neovascularización subfoveolar (c), Agujero macular (d), Hipema postoperatorio (e), Cornea Guttata con edema corneal (f).

- Excluimos todos los pacientes con cataratas, que por su densidad, no nos permita visualizar el fondo de ojo, bien por Biomicroscopía u oftalmoscopia (Figura 68).



Rodríguez-Mier, F.A. Agudeza visual potencial usando el método de proyección macular.

Figura 68. Diferentes tipos de cataratas que dependiendo de su densidad y tamaño pueden dificultar la visualización del fondo ocular. Catarata nuclear (a), Catarata Nuclear y Subcapsular posterior (b), Catarata Cortical anterior (c), Catarata madura (d) y Catarata nuclear embrionaria (e).

1.1.3 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Los pacientes fueron seleccionados, de entre todos los pacientes que acudieron al servicio de oftalmología del hospital de Figueres con diagnóstico de catarata, y que decidieron voluntariamente ser operados.

Se tuvieron en cuenta tres premisas:

- Voluntariedad: Aceptación de ser incluido en el estudio el cual constaba por escrito en el consentimiento quirúrgico. Firma del consentimiento quirúrgico y anestésico, de aceptación por parte del paciente.
- Cumplimiento: Todos los pacientes que hayan tenido como mínimo un seguimiento de un mes postoperatorio.
- Normalidad: Valoración anestésica favorable, previa realización de análisis prequirúrgicos. Además, todo paciente que no tuvo complicaciones postoperatorias u de otras patologías sistémicas que impidieran el normal seguimiento o afectaran la visión.

1.1.4 FORMULARIO DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Se creo un formulario de recolección de datos (Figura 69), donde el “Número correlativo del Estudio”, se relacionó con un “Número de Historia clínica” respetando el anonimato del paciente. Las historias clínicas, son archivadas y custodiadas, en el archivo de historias clínicas del Hospital de Figueres. En el formulario fueron incluidos:

Edad y el Sexo; Ojo operado, y si el ojo contra lateral estaba ya incluido en nuestro estudio.

En lugar de la profesión, decidimos preguntar por la actividad desempeñada. Teniendo en cuenta, que esta no estaba influenciada por la situación laboral. Mientras que una opción más abierta nos podría orientar sobre su comportamiento e integración social.

La dependencia tanto Física como Psíquica, o ambas.

Si existían enfermedades limitantes o postrantes, y cuales.

Dejamos constancia de la aceptación de los Consentimientos, tanto anestésico, quirúrgico, como el de aceptación de pertenecer al estudio.

Se incluyo la Agudeza visual con y sin corrección de la Agudeza visual pre y postoperatoria

Defecto refractivo preoperatorio y postoperatorio.

Queratometría preoperatoria y postoperatoria.

El valor determinado para la AGUDEZA VISUAL POTENCIAL, para los tres equipos: PAM, Retinometro Heine y el MAP.

Datos sobre la motivación quirúrgica: Disminución de la visión lejana, Disminución de la visión cercana, Dificultades para conducir y el deseo de operarse las cataratas ya diagnosticadas por otro colega. Solo se marcaba una casilla, y siempre teniendo en cuenta el motivo predominante. Se hizo gran hincapié en no intentar inducir la respuesta del paciente.

Datos sobre los Síntomas Visuales Asociados: Deslumbramiento, Visión doble o triple, Visión borrosa, Visión distorsionada, Visión de manchas, Disminución de la visión nocturna, Visión de Halos, Visión de reflejos y la Alteración de los colores. En este apartado, se podían aceptar varias causas, e igual que en el caso anterior se evitó inducir o condicionar la respuesta del paciente.

La clasificación LOCS III; teniendo en cuenta la morfología predominante y relacionada con la Motivación quirúrgica y los Síntomas visuales asociados. Solo se marcó una sola opción por paciente, siempre la catarata más predominante sobre las otras. Para facilitar la clasificación se dispuso de una fotografía a color de la clasificación LOCS, en todos los consultorios de oftalmología.

Datos sobre la clasificación C-Quant, y un apartado de Observaciones.

FORMULARIO DE ANONIMIZACIÓN DEL PACIENTE Y RECOLECCIÓN DE DATOS					
 HOSPITAL DE FIGUERES	Historia Clínica No.	<input type="text"/>			
	Número correlativo del estudio:	<input type="text"/>			
AGUDEZA VISUAL POTENCIAL					
Ojo R	Ojo L	SEXO	H <input type="checkbox"/>	M <input type="checkbox"/>	Edad: <input type="text"/>
Actividad actual: <input type="text"/>		Vida Dependiente: <input type="checkbox"/>			
Enfermedades limitantes o postrantes? Si <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/> Cual? <input type="text"/>					
Ojo contra lateral ya esta en estudio? Si <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/>					
Consentimientos e información firmados? Si <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/>					
A.Vsc. PREOPERATORIA <input type="text"/>		A.Vcc. PREOPERATORIA <input type="text"/>			
DEFECTO REFRACTIVO PREOPERATORIO: <input type="text"/>					
Keratometría Preoperatoria: <input type="text"/>					
Al mes de la operación:					
A.Vsc. POSTOPERATORIA <input type="text"/>		A.Vcc. POSTOPERATORIA <input type="text"/>			
DEFECTO REFRACTIVO POSTOPERATORIO: <input type="text"/>					
Keratometría Postoperatoria: <input type="text"/>					
AGUDEZA VISUAL PAM: <input type="text"/>		LAMBDA: <input type="text"/>	MAP: <input type="text"/>		
OBSERVACIONES: <input type="text"/>					
Motivación Quirúrgica: Disminución de la visión lejana: <input type="checkbox"/> Disminución de la visión cercana: <input type="checkbox"/> Dificultades para conducir: <input type="checkbox"/> Tiene cataratas: <input type="checkbox"/>					
Síntomas Visuales Asociados: Deslumbramiento: <input type="checkbox"/> Visión doble o triple: <input type="checkbox"/> Visión borrosa: <input type="checkbox"/> Visión distorsionada: <input type="checkbox"/> Visión de manchas: <input type="checkbox"/> Disminución de la visión nocturna: <input type="checkbox"/> Visión de Halos: <input type="checkbox"/> Visión de reflejos: <input type="checkbox"/> Alteración de la visión de los colores: <input type="checkbox"/>					
CLASIFICACIÓN LOC'S Nuclear: N01 N02 N03 N04 N05 N06 NO1NC1 NO2NC2 NO3NC3 NO4NC4 NO5NC5 NO6NC6 Cortical: C1 C2 C3 C4 C5 Subcapsular Posterior: P1 P2 P3 P4 P5					
TIPO DE CLASIFICACIÓN C-Quant I <input type="checkbox"/> II <input type="checkbox"/> III <input type="checkbox"/> IV <input type="checkbox"/>					

Figura 69. Formulario de recolección de datos, que puede verse en su tamaño real en el **ANEXO II**, de nuestro trabajo. Hemos incluido todos los datos que pueden ser relevantes para nuestra investigación.

Buscamos diseñar un formulario, sencillo y fácil de cumplimentar, que al mismo tiempo nos permitiera tener toda la información posible de un solo vistazo (Figura 69); como, la facilidad de incluir todos los datos en una base de datos informatizada, para la que se usó el SPSS/Pc+4.0 para Windows que veremos más adelante en el Capítulo III, apartado 3.

Hay un modelo de la hoja de recolección de datos en el **ANEXO II**.

1.2 EQUIPOS Y MATERIAL OFTALMOLÓGICO

Se usaron los siguientes equipos:

- Proyector de Optotipos (CP-500, Shin Nipón, Japan).
- Kera-Refractometro (ARK-700, Nidek, Japan).
- Topografo Tomey (Tomey RT-600. Japan)
- Lámpara de hendidura (SL-5 con cámara fotográfica, TOPCON, USA).
- Lente de Goldman de 4 Espejos (Volk optical, Inc. Mentor, Ohio. U.S.A).
- Tonómetro de Aplanación de Goldman (800, Shin-Nipón, Japan).
- Lente de +78D (Volk optical, Inc. Mentor, Ohio. U.S.A).
- Oftalmoscopio Indirecto Heine (Heine Optotechnik, Herrsching, Germany)
- Lente de +20D doble Asferica (Volk optical, Inc. Mentor, Ohio. U.S.A).
- Biometro tipo A (Microscan 100, Sonomed Inc. USA).
- Perímetro Automatizado (Humphrey field analyzer, Zeiss, Germany)
- C-Quant, de la casa oculus (Optikgeräte GmbH , Alemania).
- Sistema diseñado de Proyección Macular (MAP), escala de 0,05 a 1,0
- Potencial Acuity Meter Guyton-Minkowski® (PAM), escala de 0,05 a 1,0
- Retinometro Heine Lambda 100® en escala decimal de 0,06 a 0,8.
- Lente intraocular de soporte endocapsular de la marca Corneal® (modelo ACR6D. Corneal, París, Francia) con el poder dióptrico que cada paciente.
- Ciclopentolato 10mg/ml (Colircusi Cicloplegico®, Alcon, España)
- tropicamida al 1% (Colircusi Tropicamida®, Alcon, España)
- Diclofenaco al 0,1% (Diclofenac Lepori®, Angelini, España)
- Colircusi Anestésico doble® (1 mg de tetracaina clorhidrato y 4 mg de Oxibuprocaina clorhidrato; Laboratorios Alcon, Epaña).
- Fluotest® (1 mg de tetracaina clorhidrato y 1% de Fluoresceína, Laboratorios Alcon, Epaña).

1.3 MATERIAL PARA EL DISEÑO DEL MAP

El Macular Projection (MAP), consta de dos partes, para su diseño hemos empleado, básicamente, dos materiales diferentes:

- Cartilla de optotipos: Las letras del optotipo, de color negro, están grabadas al fuego con un Láser industrial sobre una película translúcida rígida de cristal orgánico de alto índice refractivo, lo que disminuye las aberraciones y nos permite hacerlo más delgado. Este cristal carece de poder dióptrico
- Anillo de Adaptación: Se uso para la fabricación del adaptador: El policloruro de vinilo o PVC (del inglés polyvinyl chloride) es un polímero termoplástico, es una combinación de un polímero por adición y de una resina que resulta de la polimerización del cloruro de vinilo o cloroetileno. Por inyección en una matriz con el molde del anillo adaptador.

1.4 MATERIAL QUIRURGICO.

Para la cirugía de la catarata, se usaron los siguientes materiales:

- Facoemulsificador ACCURUS 800 S4 (Surgical System, Alcon, USA).
- Cuchillete de 2.8mm (Surgical System, Alcon, USA).
- Lanceta (Surgical System, Alcon, USA).
- Viscoelástico de Hialuronato Sodico, Provisc[®] (Surgical System, Alcon, USA).
- Viscoelástico de Hialuronato Sodico más Sulfato de Condroitina, VISCOAT[®] (Surgical System, Alcon, USA).
- Instrumental quirúrgico para facoemulsificación de la casa Katena Products, Inc. New Jersey. USA: Pinza de Capsulorrexix de Utrata; Chopper de Núcleo; Rotador de Lente; Pinza MacPherson de lente; Pinza Colibrí, Compás angulado y Porta agujas de Castroviejo. Bisturi de Diamante y calibrador. Transportador de grados de Méndez; marcador de eje de Bores; Pinza espatulaza de Méndez.
- Acetil Colina Cusi[®] al 1% (Alcon-Cusi, Barcelona, España).
- Nylon 10/0[®] (Surgical System, Alcon, USA).
- Cloruro de Sodio en Solución Salina Balanceada, BSS Plus[®] (Alcon Laboratorios Inc, Forth Worth, Texas, USA).
- Vancomicina 500mg por 10ml, inyección para uso parenteral. (Abbott, Madrid, España)

2. METODO

2.1 METODO DE VALORACIÓN Y CLASIFICACIÓN LOCS III DE LA CATARATA

EL sistema LOCS III²⁶³ de clasificación de cataratas (Figura 70), divide la opacificación del cristalino en tres grupos principales y 16 subgrupos, según las regiones del cristalino:

- Nuclear, según color y opalescencia: NO1-NC1 a NO6-NC6.
- Cortical, según extensión de la opacidad: C1 a C5.
- Subcapsular posterior, según la densidad: P1 a P5.

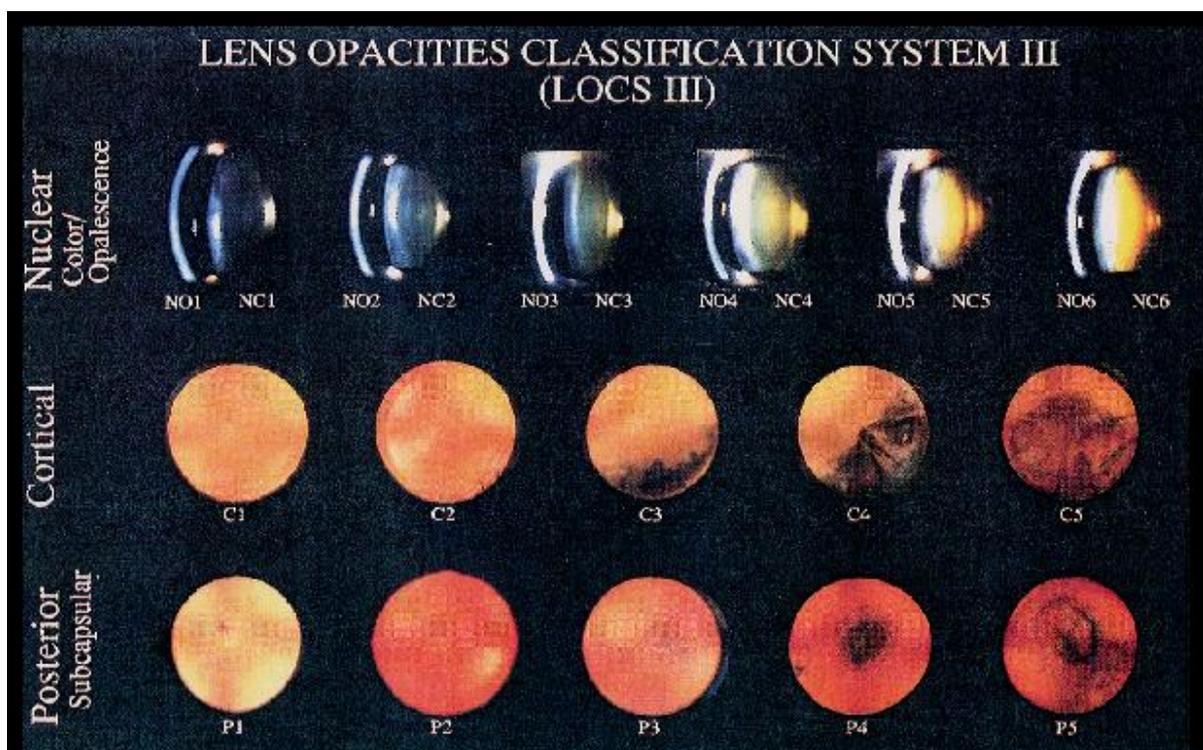


Figura 70. LENS OPACITIES CLASSIFICATION SYSTEM III (LOCS III). Sistema de clasificación de las opacidades cristalíneas. Sistema de aplicación universal. (Chylack LT Jr, Wolfe JK, Singer DM et al. The Lens Opacities Classification System III. The longitudinal study of Cataract Study Group. Arch Ophthalmol 1993; 111: 831-836).

La clasificación LOCS III es una de las formas más objetiva de conocer la opacidad cristalínea, que nos puede dar información sobre los riesgos intraoperatorios de rotura capsular durante la facoemulsificación.

- Para la clasificación de la opacidad nuclear (NO) y la coloración nuclear (NC): se seleccionaron fotografías en color de 5 x 5, de ojos con catarata NO o NC pero con mínima catarata cortical (C).
- Catarata cortical (C): cada uno de los estándares de catarata cortical fueron obtenidos de imágenes realizadas mediante retroiluminación, midiendo el porcentaje de área pupilar opacificado.

- Catarata subcapsular posterior (P): se han recogido fotografías del Lens Opacities Case-Control Study, seleccionando aquellas con evidencia de p Pero sin una c significativa, obteniendo cinco imágenes que oscilan entre una p muy escasa y una muy significativa.

Reglas generales:

- Todos los estándares, se miden por intervalos numéricos sin contar el 0, el valor asignado indica en que lugar clasificamos la catarata a estudio o catarata problema.
- Las escalas oscilan entre 0,1 (claridad o no coloración) hasta 5,9 (muy opaco en caso de C y P) o 6,9 (muy opaco o turbio en caso de NO o NC)
- Se utilizaron intervalos de 0,1 unidades; por tanto una catarata clasificada como 2,5 se incluirá en un valor intermedio entre los estándares 2 y 3.
- La opacidad nuclear (NO) se obtiene comparando la imagen tomada con lámpara hendidura y los estándares de opacidad nuclear (1 a 6 con intervalos desde 0,1 a 6,9)
- La coloración nuclear (NC) se hace de forma similar a la anterior comparando el color de la catarata problema con los estándares de la primera fila (1 a 6 con intervalos de 0,1 a 6,9).
- La catarata cortical (C) se visualiza en imágenes por retroiluminación tomadas bien en el plano del iris (anteriores), bien en de la cápsula posterior del cristalino (posteriores). Para decidir donde clasificar una opacidad, debe compararse con el tamaño de la zona opacificada situado a las 6 horas en las imágenes de referencia de C (de 1 a 5), y se valorarán en intervalos desde 0,1 a 5,9.
- Para valorar la catarata subcapsular posterior (P) se utilizan imágenes de cápsula posterior con luz indirecta, comparando con los estándar del 1 al 5 asignando valores desde 0,1 a 5,9

2.2 EXPLORACION OFTALMOLOGICA GENERAL

Se les realizó a todos los pacientes, incluidos en el estudio, un examen Oftalmológico completo antes de la cirugía, según los estándares y protocolos internacionalmente aceptados, en el que evaluamos los siguientes parámetros:

- Agudeza visual sin y con corrección, refracción manifiesta y cicloplégica. Usando un Proyector de Optotipos (CP-500, Shin Nipón, Japan).
- Refractometría con un Kera-Refractómetro (ARK-700, Nidek, Japan).
- Topografía corneal con un Topógrafo Tommy (Tommy RT-600. Japan)
- Examen biomicroscópico de polo anterior, usando una lámpara de hendidura (SL-5 con cámara fotográfica, TOPCON, USA).
- En los casos que fue necesario, en pacientes con cámara Anterior menor de Grado IV, se realizó una Gonioscopia usando una lente de Goldman de 4 Espejos (Volk optical, Inc. Mentor, Ohio. U.S.A).
- Valoración de la Presión intraocular (PIO) basal mediante un tonómetro de Aplanación de Goldman (800, Shin-Nipón, Japan).
- Biomicroscopia de Polo posterior, que fue realizada con la Lámpara de hendidura y una lente de +78D (Volk optical, Inc. Mentor, Ohio. U.S.A).
- El Fondo de Ojo (Bajo dilatación) fue realizado con un Oftalmoscopio Indirecto Heine (Heine Optotechnik, Herrsching, Germany), y una lupa de +20D doble Asférica (Volk optical, Inc. Mentor, Ohio. U.S.A).
- La Biometría para el cálculo de la lente intraocular o pseudofaco, fue realizada con un Biometro tipo A (Microscan 100, Sonomed Inc. USA).
- Una Campimetría, como prueba adicional para excluir pacientes sospechosos. Fue realizada usando un Perímetro Automatizado (Humphrey field analyzer, Zeiss, Germany)
- Utilizamos en todos los pacientes el C-Quant (Figura 71), de la casa oculus (Optikgeräte GmbH, Alemania). C-Quant es la abreviatura del cuantificador de cataratas y fue desarrollado junto con el Dr. Tom van den Berg²⁶⁶, del Netherlands Ophthalmic Research Institute (NORI) de Ámsterdam. Algunos pacientes con cataratas se quejaban de halos, reflejos, visión borrosa y disminución de la visión nocturna, y aparentemente cuando se les realizaron las pruebas regulares, como agudeza visual y examen con la lámpara de hendidura, no se encontró nada inusual. El C-Quant nos confirmó la existencia de una catarata. Las quejas del paciente son posiblemente debidas a un aumento de

difusión de la luz en el ojo que no se puede detectar con las pruebas normales, pero la difusión de la luz o la llamada luz dispersa degradan la imagen proyectada en la retina y, por lo tanto, disminuyen la calidad de la visión. Normalmente, la única variable que causa el aumento de la difusión de la luz ocular es la lente cristalina y una catarata causa un aumento significativo.



Figura 71. El examen con el C-Quant es fácil y rápido, incluso en personas con mala visión. El tiempo de examen está entre uno y dos minutos por ojo. El C-Quant mide de una forma precisa y objetiva la cantidad de difusión de luz en el ojo de un paciente. Está basado en el método de “comparación de compensación” que es más cómodo e intuitivo para los pacientes.

2.3 VALORACION DE LA AGUDEZA VISUAL POTENCIAL

Los tres métodos: El Guyton-Minkowski® PAM, el Retinometro Heine Lambda 100® y el Sistema de Proyección Macular (MAP), utilizados, para determinar la agudeza visual potencial se basan en la percepción subjetiva del paciente, no interfieren fenómenos subjetivos por parte del examinador. Sin embargo, para obviar la predisposición o la inducción del investigador, cada equipo fue usado por tres oftalmólogos diferentes, en tres consultas diferentes, en el mismo día con un lapso de 15 minutos entre prueba y prueba. Durante todo el estudio fueron siempre los mismos oftalmólogos y los mismos equipos.

La valoración de la AGUDEZA VISUAL POTENCIAL, se realizó usando tres equipos:

2.3.1 EQUIPO A: Guyton-Minkowski PAM®.

Guyton-Minkowski PAM® (MARCO Ophthalmic, Inc. Jacksonville, Florida, U.S.A)¹⁹⁹, ya existente en el mercado. Consiste en un aparato proyector de 14x8x35pulgadas y un peso de 2.3kg. Que se adapta a un equipo de Lámpara de hendidura (Figura 72), con la cual logramos dirigir un punto guía a través de la pupila dilatada del paciente (Figura 73).

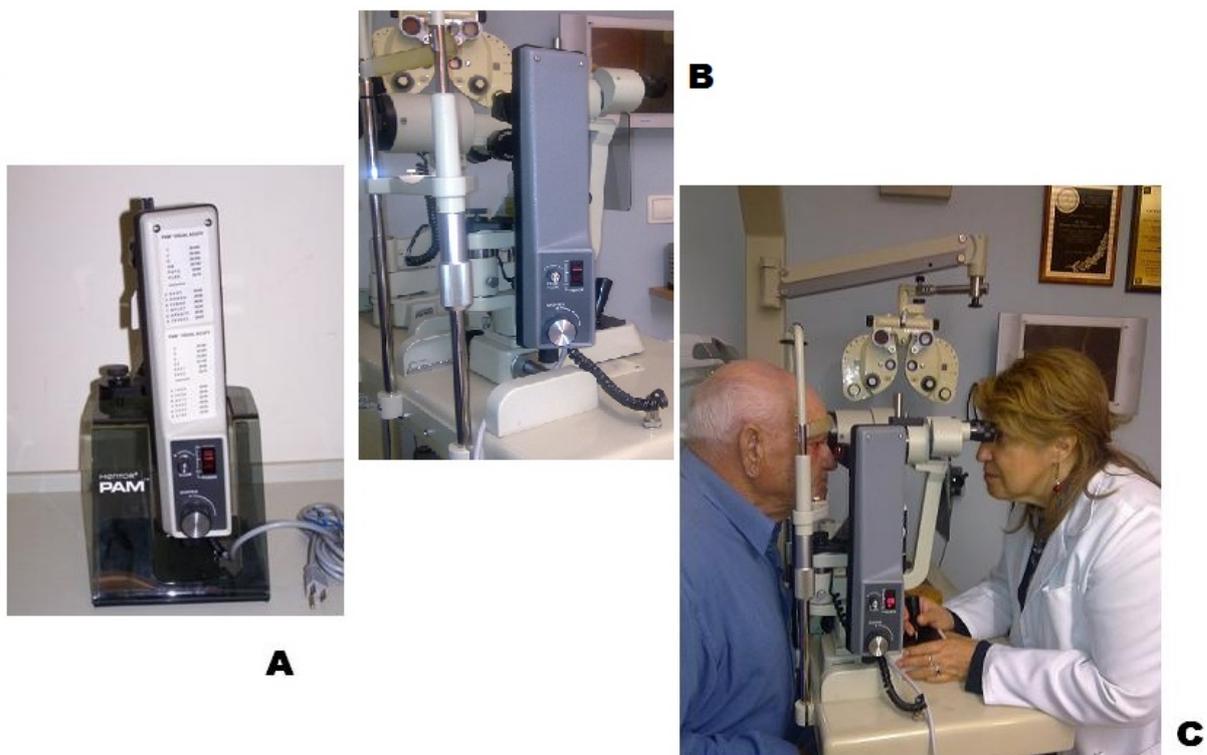


Figura 72. MEDIDOR DE LA AGUDEZA VISUAL POTENCIAL. Conocido como PAM del inglés “potential acuity meter” (A). El equipo, debe ser adaptado a una lámpara de hendidura (B). Posteriormente el paciente es examinado como si fuera un examen rutinario de Biomicroscopía anterior (C). (Minkowski J.S, Palese M, Guyton D.L. Potential acuity meter using a minute aerial pinhole aperture. Ophthalmology 1983;90:1360-1368)

En una habitación con muy poca luz. El PAM fue instalado en una lámpara de hendidura, igual que el tonómetro de Goldman, y después de unas breves explicaciones al paciente, se proyectó un pequeño punto luminoso de color rojo en la pupila del paciente, haz guía, que nos permite localizar un sector de transparencia cristalinea y así poder proyectar el test de agudeza visual, constituido por una cartilla de Snellen. La luz que ilumina la imagen de la cartilla de agudeza visual se disminuye hasta formar un haz de luz muy fino (0.1mm) el cual es dirigido a través de pequeñas zonas no opacas dentro y entre las cataratas, permitiéndole al paciente la lectura de la cartilla de agudeza visual –con valores desde 0,05 a 1,0- como si la catarata o la opacidad corneal no estuvieran presentes¹⁹⁹. El haz de luz se dirige hacia varias partes del cristalino y puede ser enfocado en medio de las opacidades. Cuando el haz toca alguna opacidad, se puede observar como la opacidad se ilumina. Suavemente se desplaza el haz, con el control de la lámpara de hendidura, a áreas no opacas, pudiéndose percibir como el haz de luz atraviesa el cristalino.

2.3.2 EQUIPO B: Retinometro Heine Lambda 100®.

Retinometro Heine Lambda 100® (Heine Optotechnik, Herrsching, Germany), desde hace muy poco tiempo comercializado²⁶⁷. Funciona según el principio de formación de la imagen según Maxwell⁵⁴ y del que ya hablamos con anterioridad, en el capítulo I, apartado 1.3.2. Posee un microdiafragma iluminado por una lámpara halógena a través de un filtro rojo, que es proyectado en la pupila del paciente, gracias a un sistema óptico.

El sistema óptico se compone de dos lentes, entre las cuales se pueden intercalar diferentes rejillas ópticas de grosor variado. El espectro de difracción que se forma al pasar la luz, proyecta sobre el área macular un círculo con líneas rojas y negras de igual anchura. El ancho de estas líneas, puede ser modificado por el oftalmólogo y se corresponde con la escala internacional de Snellen.

La dirección de las líneas se puede variar en giros de 45°, con la ayuda de un prisma incorporado al instrumento. El CSF o Contrast Sensitivity Function off está entre 30 y 50 ciclos/grado, similar al que veíamos para el MTF del sistema óptico ocular, que no deja pasar frecuencias superiores a 60 ciclos/grado, considerando que la agudeza visual de 20/20 corresponde a frecuencias de 30 ciclos/grado. Consta de un cabezal de 100gr y un mango de pilas de 200gr; usa una lámpara halógena,

con regulación de luminosidad. Su uso, entre la explicación y la realización de la prueba, requiere de aproximadamente 10 minutos examinando los dos ojos (Figura 74).



Rodríguez-Mier, F.A Agudeza Visual potencial Usando el método de proyección macular

Figura 74. RETINOMETRO HEINE LAMBDA 100®. Aunque se basa en el principio de Maxwell, la escala usada se corresponde con la de Snellen, expresada en escala decimal o en escala Snellen. Se requiere muy buena colaboración del paciente. (Tharp A, Cantor L, Yung C-W, Shoemaker J. Prospective comparison of the Heine retinometer with the Mentor Guyton-Minkowski potential acuity meter for the assesment of potential visual acuity before cataract surgery. Ophthalmic Surg 1994; 25:576-579)

Basándose en el principio del límite de Nyquist (Ver Capítulo I, apartado 1.4 y la figura 20): Para que la información que llega a la retina sea discriminada, es decir podamos distinguir entre dos puntos, sus frecuencias no deben ser inferiores a la distancia que separa dos fotorreceptores contiguos, ya que si la frecuencia es menor, un punto caerá sobre un fotorreceptor y el otro no, por lo que sólo se percibirá un solo punto. Cuando las frecuencias superan este límite se produce una pérdida de información que se compensa con una construcción aproximada, es lo que se conoce como “aliasing”.

Es un equipo que proyecta franjas luminosas y oscuras en la retina, las cuales pueden variar en espacio y orientación, para así poder determinar el espacio más estrecho en el cual el paciente aún puede percibir la orientación luminosa correcta, o sea medir el “grado” de agudeza visual²⁶⁸. Que es expresado en seis valores de escala decimal: 0,06 – 0,12 – 0,32 – 0,5 – 0,63 y 0,8

El retinometro Lambda se usa igual que el oftalmoscopio directo; posee una platina que se apoya sobre la frente del paciente y se proyectan a través de la pupila del paciente dos haces luminosos que se interceptan en la retina del paciente, en cualquier lugar donde esto ocurra, interferirán uno con el otro, de tal manera que produzcan barras luminosas y oscuras. Dependiendo de la distancia en que se encuentran los dos haces de luz en el plano de la pupila, los reflejos de interferencia estarán más cercanos a distantes uno de otro. Por lo tanto, el espacio entre estas barras puede variar, haciéndolos más cercanos uno del otro, hasta que el paciente no puede identificar su orientación. En este momento se obtiene una medida de lo que podemos llamar "graduación" de la agudeza visual²⁶⁹. (Figura 75)

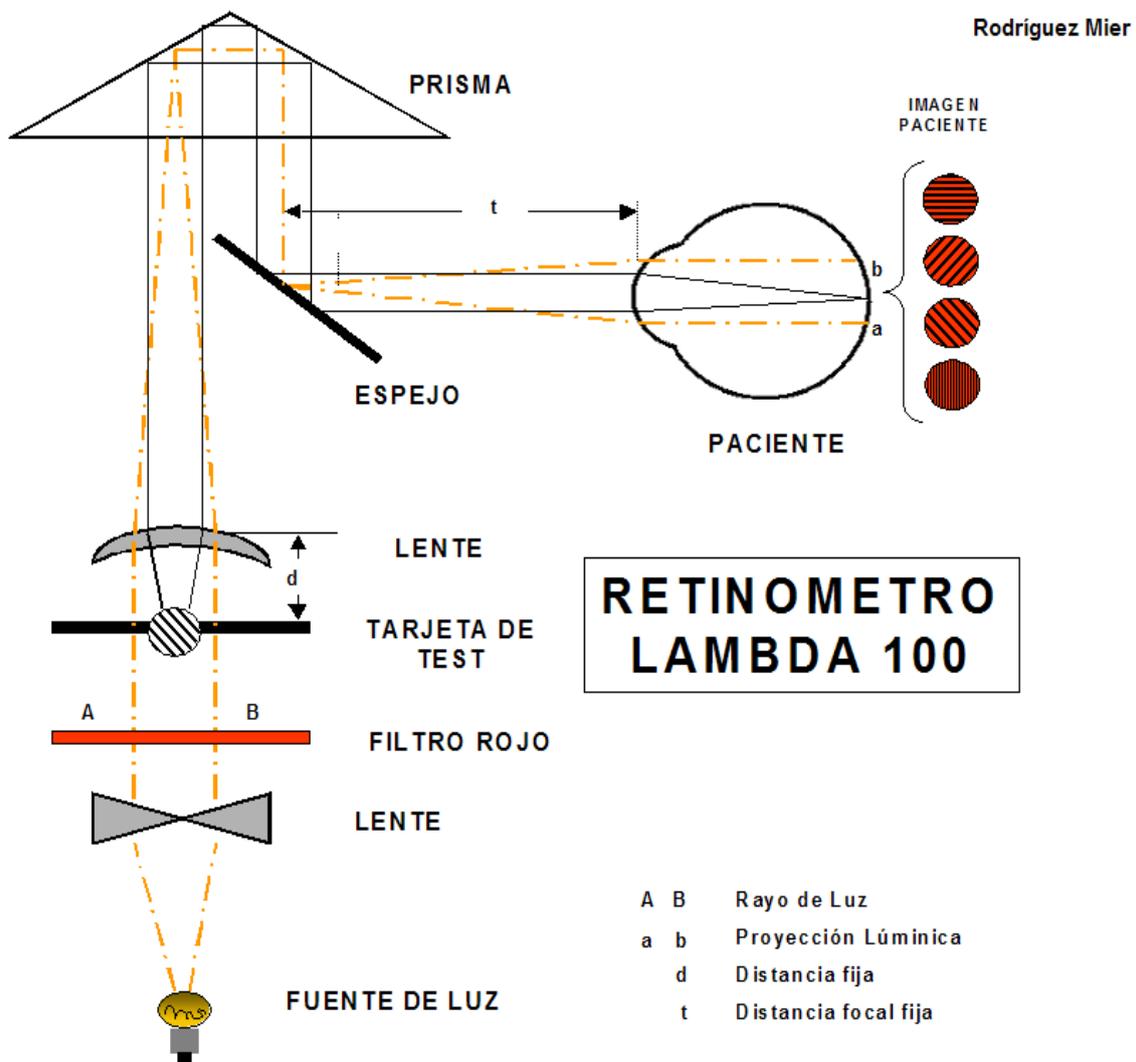


Figura 75. El rayo de Luz, atraviesa por la lente incidiendo sobre la tarjeta del test, haciendo que la imagen generada sea reflejada sobre la superficie del espejo para que sea leída por el paciente. Un prisma permite que el médico pueda variar la dirección del test en giros de 45°. El médico u observador tiene una actitud pasiva, al no poder observar en forma directa, lo que ocurre con la prueba y el paciente. La distancia de la tarjeta del test es constante, no pudiéndose compensar el defecto refractivo del paciente.

2.3.3 EQUIPO C: Macular Projection.

Siguiendo los principios de óptica usados para construir la escala de Snellen, se fabricó un optotipo de fácil adaptación a una lupa de oftalmoscopia indirecta de +20 Dioptrías; y que usando la luz del oftalmoscopio indirecto pueda ser proyectado a través de la pupila dilatada del paciente, sobre el área macular de la retina. El sistema MAP de proyección macular no requiere equipos sofisticados. Su adaptación a una lupa de oftalmoscopia indirecta, es muy sencilla y se realiza a través de un anillo de adaptación

a. Método de diseño del Optotipo del MAP

Los optotipos son los objetos o figuras destinados a la determinación del valor de la agudeza visual potencial.

Para la construcción de los optotipos hemos usado como unidad de medida¹⁶¹ el ángulo de $1'$, lo que corresponde a una letra de $5'$ de altura (Figura 76).

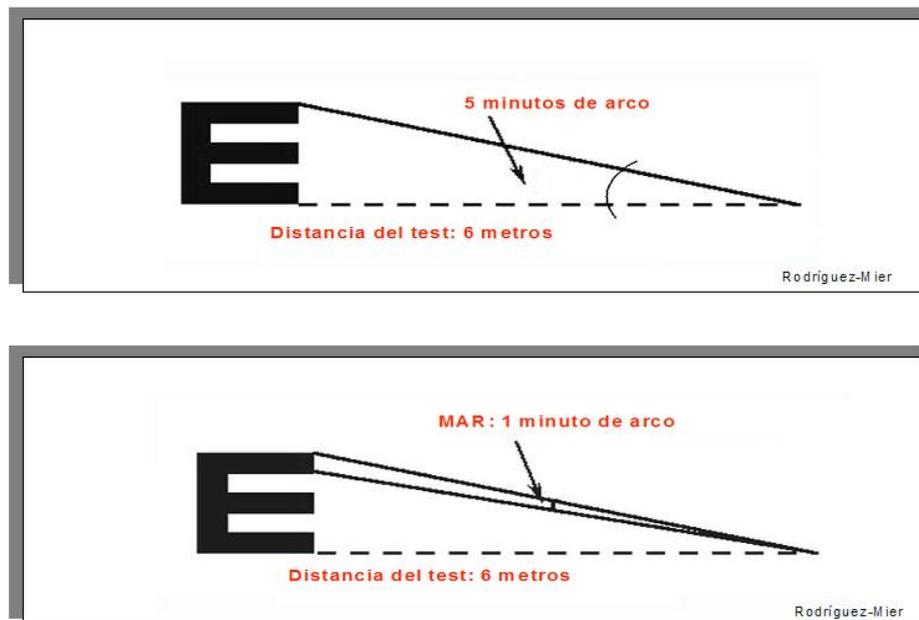


Figura 76. Optotipos de Snellen. En la imagen superior la altura del optotipo corresponde a un ángulo visual de $5'$, lo que corresponde a un trazo de un ángulo de $1'$. Es el principio actualmente establecido para la creación de los optotipos.

Y, como la agudeza visual es la facultad de percibir aisladamente los objetos que nos rodean y que es tanto más elevada cuanto más nos permita discriminar objetos más próximos, quiere decir que la agudeza visual está en razón inversa del ángulo desde el cual los objetos son vistos (Figura 77). Es lo que se conoce como ángulo visual²⁷⁰. Es este ángulo visual, el que tendremos en cuenta para la construcción de los optotipos, según los postulados de Snellen, y que a continuación desarrollaremos. En la figura 79, podemos observar como varía la imagen proyectada

en la retina y por lo tanto la imagen percibida, en función de la distancia al optotipo y el tamaño de este.

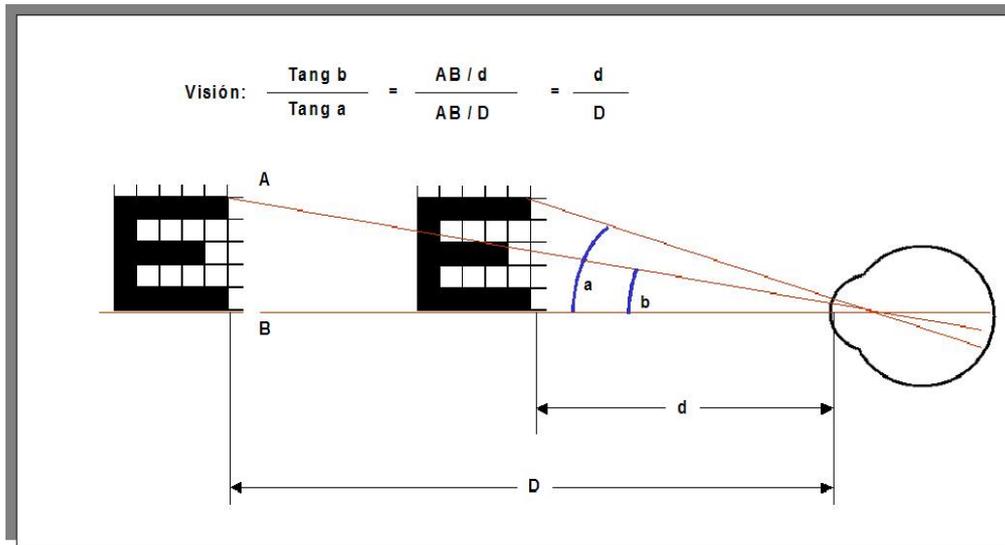


Figura 77. El ángulo visual, es el que sirve para la medida de la agudeza. Para un objeto dado, el ángulo visual está en razón inversa a la distancia, y para una distancia dada, en razón directa del tamaño de objeto.

Tomamos como $1'$ al ángulo más pequeño, mediante el cual dos puntos pueden ser distinguidos²⁷¹. Este ángulo límite constituye el minimum separable de Giraud –Teulon y ha sido elegido como unidad de medida de la agudeza visual. Donde α es igual al ángulo visual de $1'$ e igual a “ d ” que es el tamaño del trazo; y β es igual al ángulo visual de $5'$ e igual a “ h ” que es la altura del optotipo²⁷² (Figura 78).

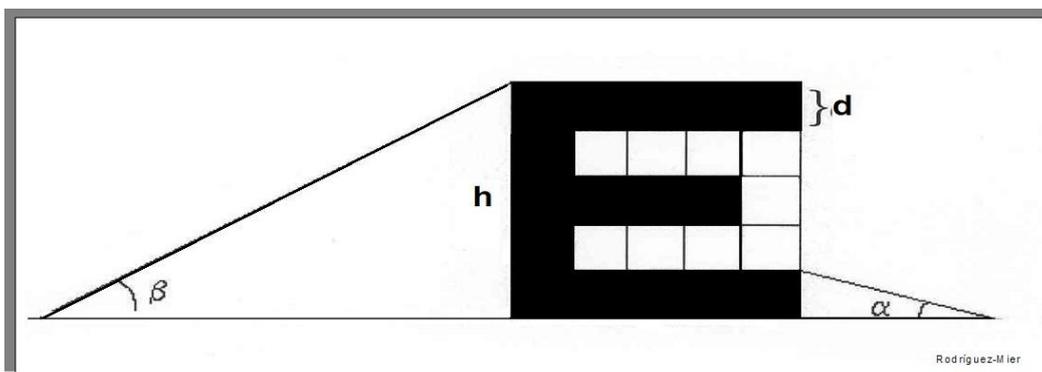


Figura 78. El ángulo α corresponde a un valor de $1'$ y es el ángulo más pequeño, mediante el cual dos puntos próximos pueden ser distinguidos separados. Este ángulo límite constituye el minimum separable de Giraud –Teulon y ha sido elegido como unidad de medida de la agudeza visual. Donde α es igual al ángulo visual de $1'$ e igual a “ d ” que es el tamaño del trazo; y β es igual al ángulo visual de $5'$ e igual a “ h ” que es la altura del optotipo.

Sin embargo, debemos tener en cuenta que el valor de $1'$ dado al ángulo mínimo o límite es bastante arbitrario, ya que con una iluminación fuerte de las escalas optométricas se pueden obtener valores comprendidos entre los $30''$ y $1'$.

Por lo tanto, en la práctica no se tiene en cuenta el ángulo mínimo²⁷³, sino su tangente a una distancia determinada, como ya se vió en la figura 39.

De lo que deducimos que la agudeza visual potencial será la inversa del ángulo en minutos de arco, bajo el cual aparece el detalle característico del optotipo.

Por ello, la abertura angular del detalle corresponderá a la fórmula, de Snellen:

$$V = \frac{1}{n}$$

n representa el ángulo en minutos de arco del detalle característico del optotipo, y donde "v" es la agudeza visual. Según esta relación, la agudeza visual es la unidad si el detalle característico del optotipo se ve desde el ángulo de 1 minuto¹⁶¹. La agudeza visual es de 0.5, si el detalle se ve desde el ángulo de 2 minutos. La agudeza visual es de 0.1, si el detalle se ve desde un ángulo de 10 minutos. Y, así sucesivamente.

Así los optotipos estarán basados en valores angulares. Y, así en la determinación práctica de la agudeza visual potencial lo que se mide es la tangente del ángulo mínimo.

Para un ángulo mínimo de 1', la tangente es 0.00029, y a la distancia de 5 metros, equivale a 0.00145 metros²⁷¹. Lo que quiere decir que, a 5 metros de distancia, dos puntos deben guardar entre sí una separación de 1.45mm para que el ojo pueda considerarlos como distintos y, por tanto, es el principio que debe regir en la construcción de los optotipos²⁷⁴.

Cuando los objetos tipos son letras mayúsculas, es necesario que las separación mínima de los trazos sea igual a su espesor, y que éste sea visto a 5 m por un ojo emétrope, desde el ángulo de 1 minuto, así como que la letra sea leída con un ángulo de 5', es decir, que sea cinco veces mayor que el grueso de los trazos.

El tamaño de las letras a 5 m será mayor, por tanto, de 7.25mm. Para los ojos que tengan agudezas visuales menores de 1' que es el valor considerado como unidad, agudeza que, según hemos visto, es la normal, será necesario establecer una serie de letras de tamaño creciente. Si un individuo, a la distancia de 5 m, no llega a distinguir más que los optotipos de dimensiones iguales a 15.50mm (tamaño doble del normal), éstos serán vistos con un ángulo de 10', y la agudeza será igual a 0.5 si el optotipo visto es diez veces mayor que el normal, la agudeza visual será diez veces más pequeña²⁷⁵.

Teniendo en cuenta lo anteriormente expuesto, la agudeza visual de un individuo puede ser fácilmente calculada por una fracción que tenga por numerador la distancia del paciente a las escalas y por denominador la distancia para la cual ha

sido calculado el tamaño del optotipo que el sujeto es capaz de distinguir. Y de forma inversa podemos calcular el tamaño del optotipo, para una distancia dada:

$$\text{Agudeza Visual} = \frac{\text{Distancia sujeto a la escala visual}}{\text{Distancia a la que ha sido calculado el optotipo}}$$

Por ejemplo: Una persona lee a 5 m el optotipo que debería leer a 50 m si su vista fuese normal. Su agudeza visual será:

$$\text{Agudeza Visual} = \frac{5}{50} = 0.10$$

Con la siguiente formula podremos conocer a la distancia en que se ve un optotipo bajo un ángulo visual de 5 minutos, si previamente sabemos cual es la altura de dicho optotipo:

$$\text{Distancia} = \frac{\text{Altura del optotipo en mm}}{1.46}$$

b. Graduación de la escala.

Al igual que ocurre con los tests de agudeza visual, tampoco en la graduación de escalas métricas visuales u optométricas existe un criterio unánime, pues en la actualidad existe un gran número de escalas para medir la agudeza, lo que en parte no debe extrañar por el hecho de que ninguna llega a ser perfecta. Esto complica todavía más los problemas de la agudeza visual, en lo que a su determinación se refiere²⁷⁶. El valor mínimo de la visión está representado por la ceguera absoluta, en la que el sujeto es incapaz de proyectar luz.

La máxima visión, corresponde al de una letra que se ve con un ángulo de 5 minutos, lo que equivale a que cuando está situada a 5 metros el tamaño del carácter tendrá 7.3mm de altura y de anchura, apareciendo el espesor de los trazos con el ángulo de 1'. Según esto admitimos como referencia de unidad para la agudeza visual el mínimo separable de 1' de arco, y que, por tanto, esta unidad de referencia debe tener múltiplos y submúltiplos.

Para obtener fracciones de la unidad de agudeza visual, debemos tener en cuenta que la visibilidad de un objeto es proporcional a su tamaño, y por lo tanto del tamaño de su imagen formada sobre la retina. Un paciente con disminución de la agudeza visual y en comparación con un sujeto normal, tiene necesidad de un tamaño de letra 10 veces mayor que éste, o estar 10 veces más cerca; diremos que

su agudeza visual es de una décima. En este caso, el tamaño de la letra debe ser de 73mm. Por esta razón, a una letra de 146mm colocada a 5 m le corresponderá una agudeza visual de 0.05. Todo esto quiere decir que se puede llegar a la misma conclusión, variando los tamaños o modificando las distancias²⁷⁷ (Figura 79).

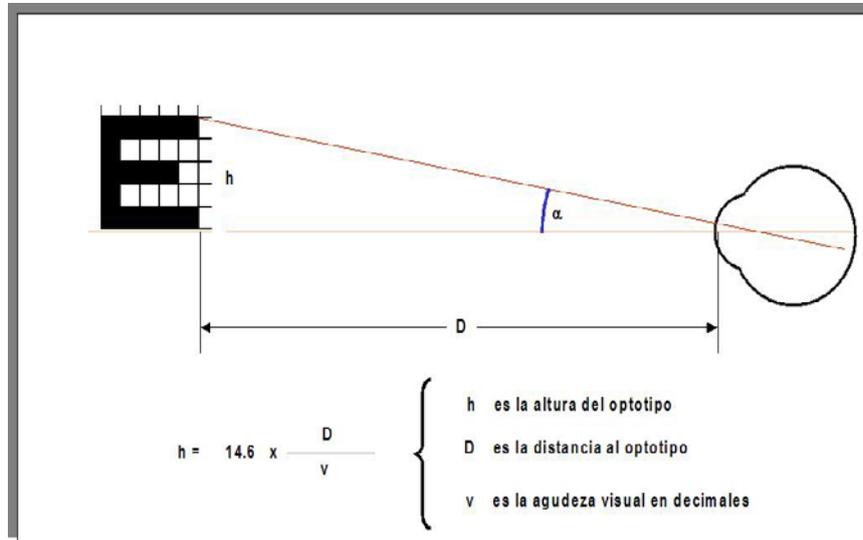


Figura 79. El factor 14,6 es la tangente de un ángulo de 5' (0.00146), multiplicado por 10.000 para compensar el uso del milímetro para la altura del optotipo y del decimal para la agudeza visual.

Son varias las escalas métricas visuales existentes. Una tabla comparativa entre las mismas pone de manifiesto que existen diferencias, en ciertos casos bastante considerables²⁷⁶ (TABLA IV).

TABLA DE LOS VALORES EQUIVALENTES DE LA AGUDEZA VISUAL

AGUDEZA VISUAL SNELL			VALORES EQUIVALENTES	
4 Metros	6 Metros	20 Pies	FRACCION DECIMAL	LogMAR
4/40	6/60	20/200	0.10	+1.0
4/32	6/48	20/160	0.125	+0.9
4/25	6/38	20/125	0.16	+0.8
4/20	6/30	20/100	0.20	+0.7
4/16	6/24	20/80	0.25	+0.6
4/12.6	6/20	20/63	0.32	+0.5
4/10	6/15	20/50	0.40	+0.4
4/8	6/12	20/40	0.50	+0.3
4/6.3	6/10	20/32	0.63	+0.2
4/5	6/7.5	20/25	0.80	+0.1
4/4	6/6	20/20	1.00	0.0
4/3.2	6/5	20/16	1.25	-0.1
4/2.5	6/3.75	20/12.5	1.60	-0.2
4/2	6/3	20/10	2.00	-0.3

TABLA IV. Agudeza visual snellen para diferentes distancias y sus respectivos valores equivalentes.

Para nuestro optotipo, escogimos la **escala decimal de Monoyer**²⁷¹, al ser la más usada. En este sistema decimal, la agudeza visual normal es considerada

como la unidad, y las agudezas inferiores decrecen en progresión aritmética de 0.1 a 1.0 (Figura 80).



Figura 80. Optotipos alfabéticos con la escala decimal de Monoyer, a la derecha. En la medida que la escala decimal aumenta, disminuye el tamaño del optotipo.

Lo que se corresponde con los ángulos visuales, para optotipos situados a una distancia dada de 1' a 10' y a una distancia de lectura en metros igual de 5 metros a 50 metros (TABLA V). Sin embargo, la escala de Monoyer presenta ciertos inconvenientes: la progresión resulta demasiado discontinua por el lado de las pequeñas agudezas, pero por el lado de las grandes agudezas, es muy densa. Lo cual en nuestro caso la hace muy favorable. Es en los valores comprendidos para las grandes agudezas visuales, donde hay tendencia a aumentar los falsos positivos y falsos negativos. Además, si deseáramos hacer un estudio comparativo, adaptamos nuestra escala del proyector Macular: MAP, a la de los otros equipos: Retinometro Lambda y el Guyton-Minkowsky PAM.

ESCALA DECIMAL	ANGULO VISUAL	DISTANCIA metros
0.1	1'	5
0.2	1' 29"	5.56
0.3	2' 15"	6.25
0.4	3' 59"	7.14
0.5	4' 64"	8.33
0.6	6'	10
0.7	7' 50"	12.5
0.8	7' 74"	16.67
0.9	9'	25
1.0	10"	50

TABLA V. La escala de Monoyer presenta ciertos inconvenientes: la progresión resulta demasiado discontinua por el lado de las pequeñas agudezas, pero por el lado de las grandes agudezas, es muy densa.

Tomando como referencia lo expuesto en este apartado, serán los principios que usaremos para la construcción de nuestros optotipos y que será tratado en el capítulo IV, apartado 1.1 Diseño de los optotipos del MAP.

c. Fabricación del adaptador

El adaptador es el soporte de los optotipos y permite que, a su vez, el optotipo sea adaptado a la lente de +20dioptrias, para su uso y aplicación. (Figura 81). El adaptador tiene unas características especiales en cuanto a rigidez y al mismo tiempo flexibilidad, que permite su fácil montaje y desmontado. Por lo tanto, su fabricación se hizo por inyección del polímero de policloruro de vinilo, en una matriz con el molde del anillo adaptador. El método de uso se explica en el capítulo IV, apartado 1.5.



Rodríguez-Mier, F.A. Agudeza visual potencial usando el método de proyección macular.

Figura 81. SISTEMA DE PROYECCIÓN MACULAR. En la figura A, optotipos grabados sobre el vidrio del adaptador. En la figura B, lupa de 20D doble esférica, del tipo usado en oftalmoscopia indirecta.

2.4 TÉCNICA QUIRÚRGICA

Para evitar introducir múltiples variables en el estudio, la cirugía de la catarata fue realizada por el método de Facoemulsificación²⁷⁸ y por el mismo cirujano: F.A.R.M; con anestesia tópica y se colocaron lentes intraoculares de soporte endocapsular de la marca Corneal[®] (Todos del modelo ACR6D. Corneal, París, Francia) con el poder dióptrico que cada paciente requirió por biometría. Además no se realizó ningún tipo de cirugía sobre la superficie corneal. Se usó un equipo de facoemulsificación ACCURUS 800 S4 (Surgical System, Alcon, USA).

2.4.1 CIRUGÍA DE LA CATARATA

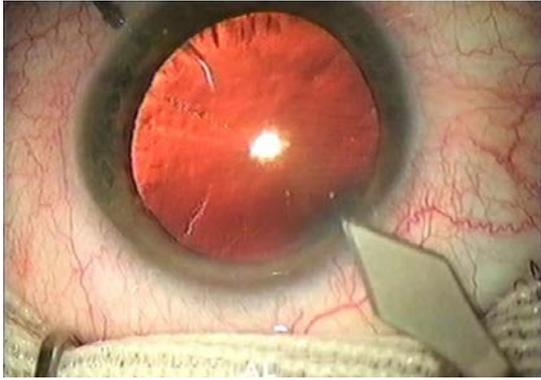
En la sala de espera de Cirugía Mayor Ambulatoria, la pupila del paciente es dilatada con ciclopentolato 10mg/ml (Colircusi Cicloplegico[®], Alcon, España), tropicamida al 1% (Colircusi Tropicamida[®], Alcon, España) y Diclofenaco al 0,1% (Diclofenac Lepori[®], Angelini, España), con una gota de cada producto en tres oportunidades con intervalo de 15 minutos.

Previa asepsia y antisepsia, se realiza anestesia tópica ocular usando colirio de Colircusi Anestésico doble[®] (1 mg de tetracaina clorhidrato y 4 mg de Oxibuprocaina clorhidrato; Laboratorios Alcon, España). Se procede a la realización del acto quirúrgico, teniendo en cuenta los siguientes pasos, internacionalmente estandarizados²⁷⁹ (Figura 82):

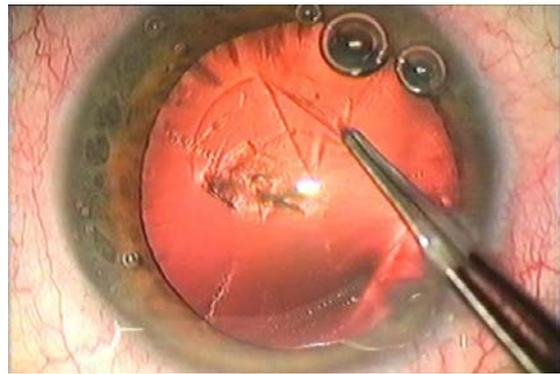
- **INCISIÓN QUIRÚRGICA:** Usando una lanceta metálica de 2.8 mm, a 1mm del limbo corneal, incidimos el estroma corneal paralelamente a sus capas en un trayecto de tres mm, para inclinar la lanceta y penetrar en cámara anterior, hasta los bordes laterales de la lanceta. La incisión fue realizada en el sector correspondiente al eje más curvo queratométrico, cuando nos fue posible.
- **VISCOELÁSTICO EN LA CÁMARA ANTERIOR:** Llenado de la cámara anterior de sustancia viscoelástica, Provisc[®]
- **CAPSULORREXIS:** Con el cistotomo de la pinza de Utrata rasgamos la cápsula anterior y efectuaremos la capsulorrexis. En algunos casos por la dureza de la catarata usamos como viscoelástico el VISCOAT[®] para una mayor protección del endotelio corneal.
- **HIDRODISECCIÓN E HIDRODELAMINACIÓN:** Realizamos la hidrodelaaminación nuclear del epinúcleo, posteriormente hidrodisecamos el epinúcleo del córtex y de la cápsula cristalínea, con BSS Plus[®]. Es importante confirmar por visualización directa el efecto oleada, que se produce con la hidrodisección. Comprobamos la

rotación del núcleo, si el procedimiento anterior ha sido correcto, será muy fácil la rotación.

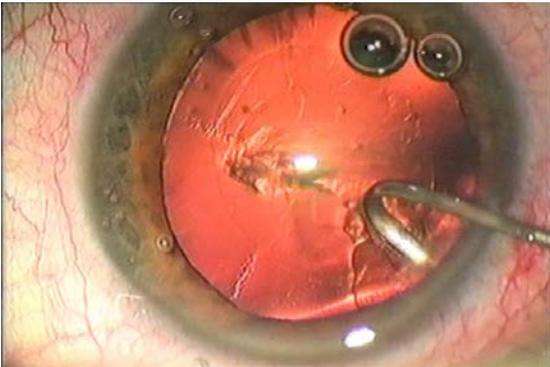
- **FACOEMULSIFICACIÓN:** Usamos la técnica del “divide y vencerás” de Gimbel²⁸⁰, utilizando una punta de 30°, usando un Chopper de núcleo. La facoemulsificación fue realizada con un ACCURUS 800 S4.
- **IRRIGACIÓN-ASPIRACIÓN:** Con el equipo de irrigación-aspiración del facoemulsificador, se realizó la aspiración de los restos de epinúcleo, dejando el saco capsular lo más limpio posible.
- **PULIDO DE LA CAPSULA POSTERIOR Y CARA POSTERIOR DE LA CAPSULA ANTERIOR.** Usando una aguja de pulido capsular de la casa Katena.
- **VISCOELÁSTICO EN EL SACO CAPSULAR:** Llenado del saco capsular de sustancia viscoelástica, Provisc[®]
- **IMPLANTACIÓN DE LA LENTE INTRAOCULAR:** Previa aplicación de material viscoelástico se realizó, la implantación de la lente intraocular por inyección. Se realizó rotación de la lente para posicionarla en el eje horizontal.
- **ASPIRACION DE MATERIAL VISCOELÁSTICO,** incluso el que pudiera existir detrás de la lente.
- **SELLADO DE LA INCISIÓN QUIRURGICA:** Los bordes de la incisión quirúrgica fueron hidratados, produciendo un edema que haga más estanca la incisión autosellante. En algunos casos fue necesario suturar con nylon 10/0 el cual fue removido a los 15 días, de la cirugía y previa valoración visual, refractometría y queratometría del paciente.
- **INCISIONES ASTIGMATICAS:** Previa a la cirugía de la catarata, en los pacientes que fue necesario corregir el astigmatismo, se hicieron las incisiones antiastigmaticas según la técnica de Lindstrom, que veremos en el apartado 2.4.2, del presente capítulo.



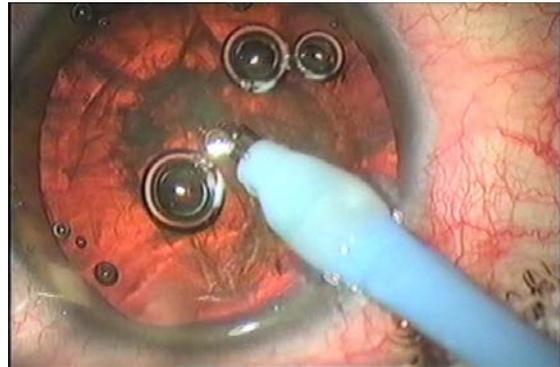
Incisión valvulaza, corneal de 2,8 mm



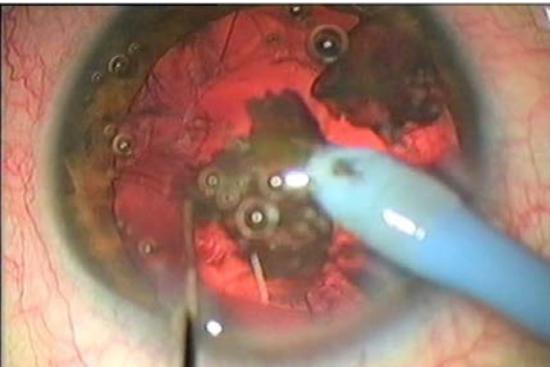
Capsulorrexis circular continua previa inyección de viscoelástico.



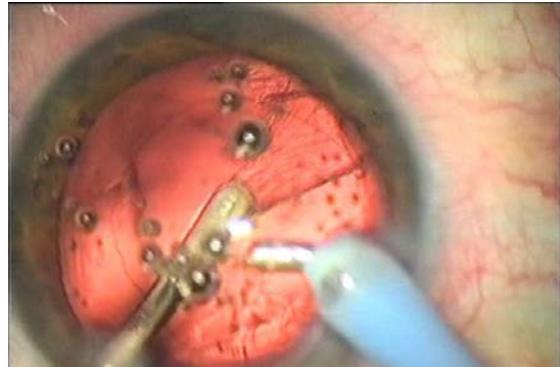
Hidrodissección e hidrodelineación, con rotación de la catarata.



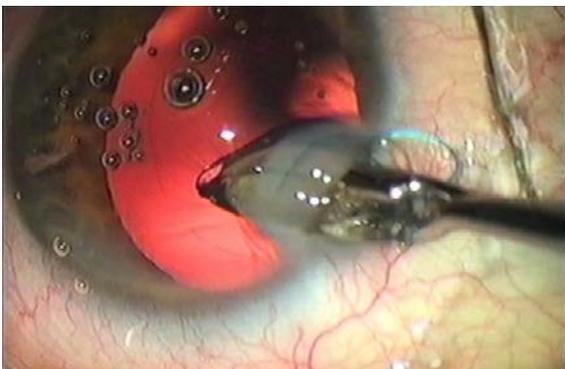
Facoemulsificación por técnica de "divide y vencerás" de Gimbel, con choper.



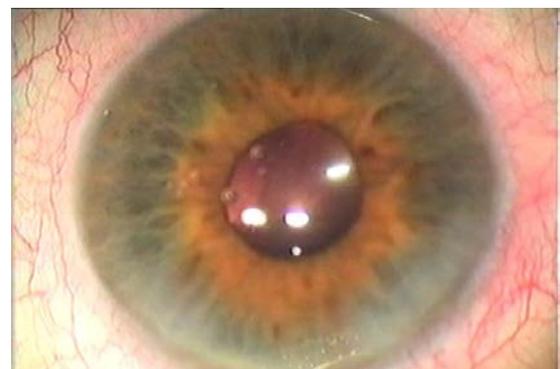
Facoemulsificación de los cuadrantes.



Aspiración de corteza y limpieza del saco capsular.



Implante y posicionamiento de la lente intraocular, bajo viscoelástico.



Aspiración de viscoelástico, aplicación de acetil colina, y finalización de la cirugía.

Figura 82. Cirugía de la catarata "step by step", según los pasos internacionalmente estandarizados, con implante de lente intraocular para solucionar la afaquia postquirúrgica.

2.4.2 CIRUGÍA DEL ASTIGMATISMO

Con el gran avance en el cálculo del poder de la lente intraocular, la cirugía de catarata se ha transformado en una forma de cirugía refractiva, ofreciendo una considerable mejoría de la agudeza visual tanto corregida como sin corregir.

El astigmatismo sigue siendo el obstáculo principal para lograr una buena agudeza visual no corregida después de la cirugía de catarata. Son muchos los cirujanos oftalmólogos que recomiendan combinar el procedimiento de facoemulsificación con la corrección quirúrgica del astigmatismo²⁸¹.

Para la corrección del Astigmatismo preoperatorio usamos la técnica de Lindstrom²⁸². Cuando se usan incisiones de 3mm, la cual es posible solamente con facoemulsificación y Lentes intraoculares plegables, la cornea es aplanada solamente entre 0.25 a 0.50 dioptrías. Esta pequeña herida no es totalmente neutra –astigmática- pero el rango de cambios es mucho menor que en una herida superior²⁸³.

Nuestra técnica fue la siguiente:

Ubicamos la incisión de 3mm para catarata en el meridiano más curvo. Por si misma esta pequeña incisión es una queratotomía astigmática. Esto reduce el astigmatismo existente en 0.50 dioptrías.

Por ejemplo:

Si el paciente tiene 1 dioptría de *cilindro positivo* en el eje de 90°, y se hace una incisión en el eje de 90° él paciente terminará con solamente 0.50 dioptría de cilindro.

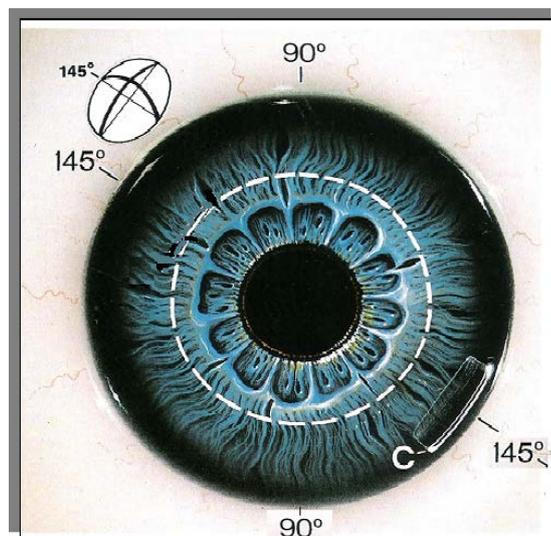


Figura 83. La incisión de la facoemulsificación "C", se hace coincidir sobre el eje más curvo, en este caso el de 145°. Con lo cual reducimos el astigmatismo en 0.50 dioptrías. (Linda Warren, en Highlights of Ophthalmology. Volumen II. Ed. Benjamin F. Boyd. Panamá 1998)

Si tenían más de una dioptría a 180° , la incisión de catarata de 3mm se desplazó sobre el lado temporal donde se localizaba el meridiano más curvo, el objetivo era obtener 0.50 dioptría de astigmatismo a 180° lo cual es suficiente para una visión de 20/20 sin ninguna corrección. (Figura 83)

Con esta técnica buscamos mejorar, pero no corregir todo el astigmatismo. Si él paciente tiene 1.50 dioptrías, terminará con 1 dioptría de cilindro lo cual es aceptable. Pero si tiene 2 dioptrías, finaliza con 1.5 dioptrías y esto no es muy aceptable. Nuestro objetivo es dejar 1 dioptría de astigmatismo o menos.

Por lo tanto, la incisión de catarata se convierte en una queratotomía astigmática. Por otro lado, en una zona óptica de 7mm, hicimos una pequeña incisión corneal de 2mm para corregir 1 dioptría o una incisión de 3mm para corregir 2 dioptrías de astigmatismo en el grupo de cataratas seniles. Esta nueva incisión se convierte en una segunda queratotomía astigmática.

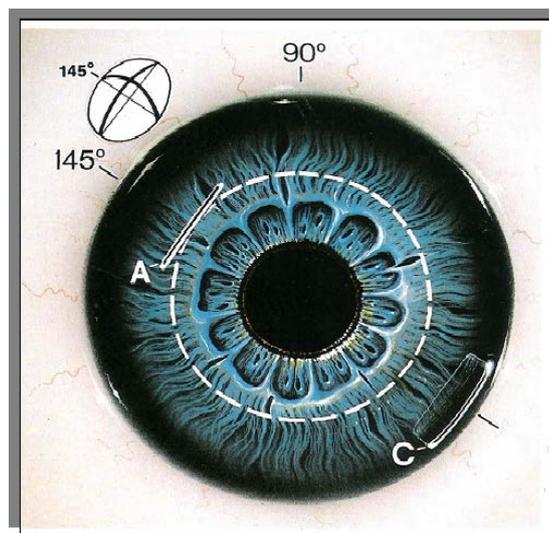


Figura 84. La incisión en túnel de 3mm para cirugía de catarata (C) es realizada en el meridiano más curvo para reducir el astigmatismo pre-operatorio. Una mayor reducción del astigmatismo puede obtenerse con una incisión corneal (A) colocada opuestamente a la incisión de la catarata en el mismo eje en una zona óptica de 7mm (línea punteada). La incisión corneal recta de 3mm colocada opuestamente a la incisión de la catarata en el mismo eje en una zona óptica de 7mm debe reducir el resto del astigmatismo en 2.0 dioptrías. Ambas incisiones reducirán un total de 2.5 dioptrías. (Linda Warren, en Highlights of Ophthalmology. Volumen II. Ed. Benjamin F. Boyd. Panamá 1998)

Por ejemplo:

Si el paciente tiene en el pre-operatorio 3 dioptrías de astigmatismo, la incisión de 3mm para catarata/LIO, se realizó en el meridiano más curvo. Esto disminuyó el astigmatismo a 2,5 dioptrías. Para mejorar esto, hicimos una incisión corneal pequeña de 3mm con un bisturí de diamante en el lado opuesto a la incisión de catarata con una zona óptica de 7mm (Figura 84).

La profundidad del bisturí de diamante se calibra a 580 micras. En el área donde el promedio de la córnea es de 650 micrones es más seguro que con esta calibración no perforar la córnea. Nosotros recomendamos realizar la segunda incisión antes de la facoemulsificación. La localización exacta de este corte es a 3.5mm del centro de la córnea. Usando una zona óptica de 7mm, este corte realmente está a 3.5mm del centro de la córnea. El diámetro de la córnea es de 12mm. El limbo está a 6mm del centro.

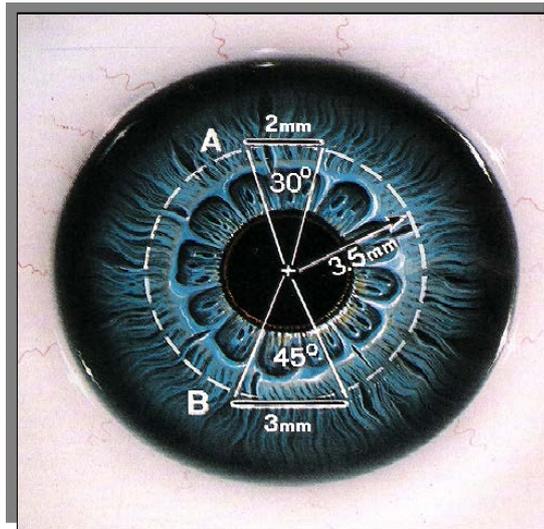


Figura 85. En una zona óptica de 7mm (línea punteada), un corte arqueado de 30° es equivalente a un corte recto de 2mm (A). En una zona óptica de 7mm, un corte arcuato de 45° es equivalente a un corte recto de 3mm (B). (Linda Warren, en Highlights of Ophthalmology. Volumen II. Ed. Benjamin F. Boyd. Panamá 1998)

Usamos un marcador de zona óptica de 7mm con marcas a 30, 45, 60 y 90 grados. En una zona óptica de 30 grados el corte arqueado es equivalente a un corte recto de 2mm y una arqueada a 45° es equivalente a un corte recto de 3mm (Figura 85). Es más seguro y más fácil de hacer incisiones pequeñas en vez de las arqueadas. Esto significa llevar al paciente con 3.5 dioptrías de astigmatismo a una sola, con el fin de mejorar la calidad de su visión²⁸⁴. Esta técnica es muy útil en pacientes que se les implantara lentes multifocales. Nuestros pacientes fueron implantados con lentes monofocales y requirieron gafas para la corrección de cerca y para algún residuo refractivo en visión lejana; situación que valga decir tiende a no ser necesario con los lentes multifocales.

Aplicamos el nomograma de Lindstrom²⁸² para astigmatismos entre 1,5 a 3,0 dioptrías (TABLA VI); siendo muy importante descartar cualquier evidencia de queratocono, queratocono frustrado, cicatrices corneales y degeneración corneal pelucida. Cuando corregimos astigmatismos bajos con zonas ópticas amplias

hicimos incisiones de 3mm o con un arco de 45° a 60°, reduciendo el efecto de acoplamiento de la Queratotomía astigmática. (Figura 86)

NOMOGRAMA LINDSTROM PARA LA QUERATOTOMIA ASTIGMATICA

DIOPTRIAS	Incisiones Rectas	Incisiones Arcuatas (ZO 7mm)
1	1,3mm (ZO 7mm)	1 de 45° de arco
1,5		1 de 60° de arco
2	2,3mm (ZO 7mm)	2 de 45° ó 1 de 90°
3	4,3mm (ZO 5 y 7mm)	2 de 60°
4		2 de 90°

TABLA VI. Las incisiones arcuatas y rectas deben ser de una profundidad del 90%. La utilización de zonas ópticas de 7mm permite minimizar el riesgo de deslumbramiento.

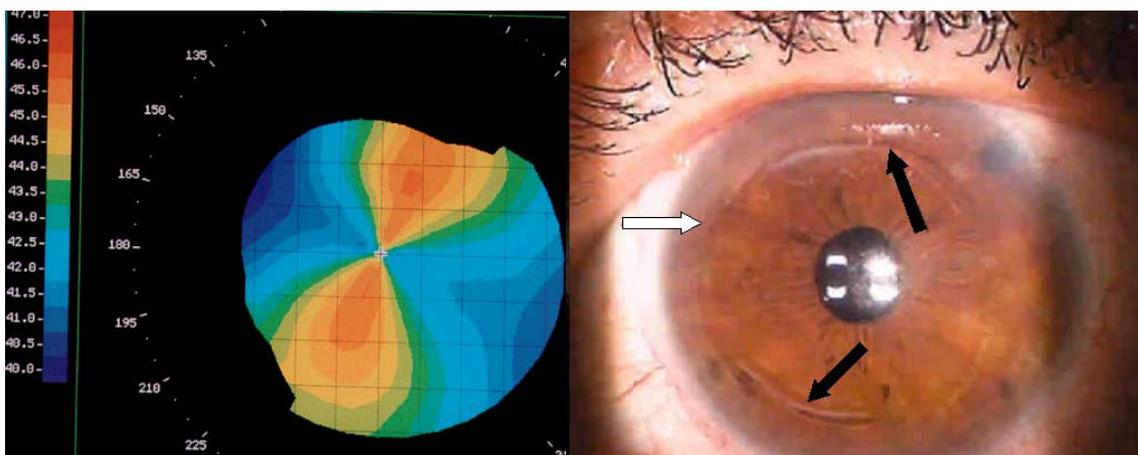
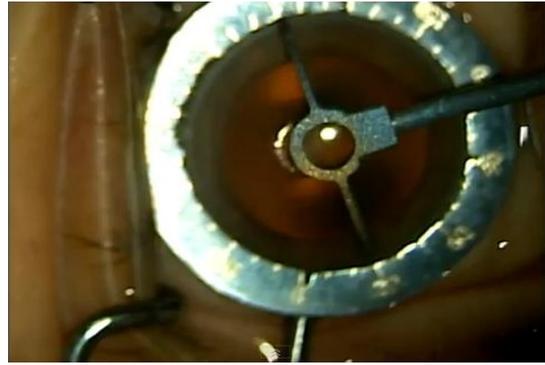


Figura 86. Imagen topográfica de un paciente con un astigmatismo de $-3.00 \times 70^\circ$. Después de realizada la facoemulsificación con incisión de 2,8mm a temporal (flecha blanca) se le realizaron dos incisiones arcuatas de 60° en el eje más curvo. El astigmatismo residual fue de $-1.25 \times 75^\circ$.

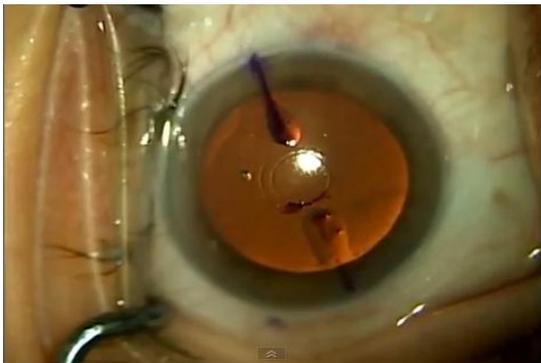
Mejorar la agudeza y calidad visual tras la cirugía de cataratas es una satisfacción para el oftalmólogo; y si además podemos reducir o corregir el defecto refractivo, obtendríamos la máxima satisfacción por parte del paciente. De entre todas las técnicas quirúrgicas a las que podemos optar para mejorar el astigmatismo de los pacientes que van a ser sometidos a una cirugía de cataratas, las incisiones relajantes pueden ser una alternativa sencilla, eficaz y económica. Para Cristóbal y Duran de la Colina²⁸⁵, las incisiones más apropiadas serán aquellas que actúen sobre el defecto astigmático que deseamos corregir, sin modificar la esfera, ya que esta será corregida con la lente intraocular (Figura 87).



Ajuste corneal del transportador de grados de Méndez, de 3:00 a 9:00 hrs, de 0° a 180°.



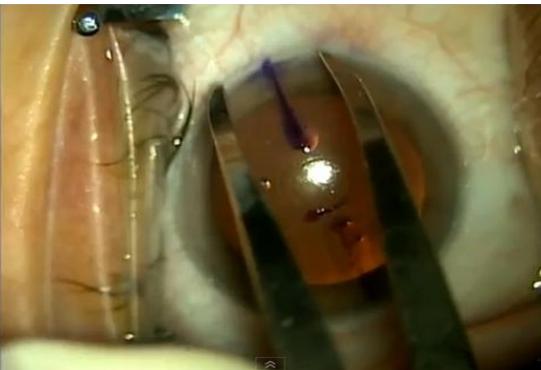
Marcado del eje más curvo y zona óptica con el marcador de Bores.



Marcas de violeta genciana sobre el eje corneal más curvo a tratar.



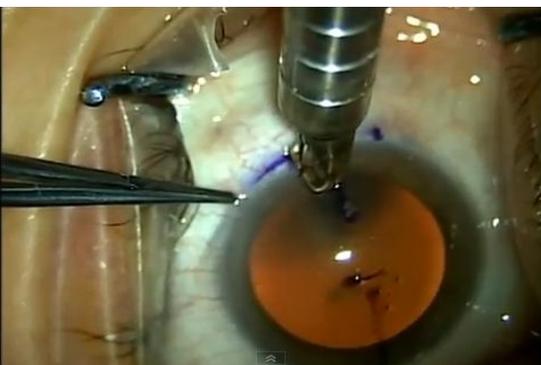
Ajuste del Compás angulado de Castroviejo, en la longitud deseada de la incisión.



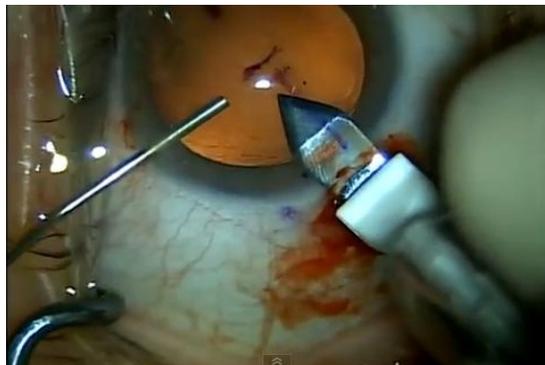
Marcado de la incisión corneal, que en este caso serán limbares.



Marcado de la Incisión opuesta, en este caso será la entrada de la facoemulsificación.



Incisión corneal con el bisturí de diamante, previamente calibrado según la paquimetría.



Incisión quirúrgica de facoemulsificación, opuesta a la anterior en el mismo eje.

Figura 87. Secuencia quirúrgica de la corrección del astigmatismo en la cirugía del cristalino, usando la técnica de incisiones relajantes corneales.

Varios autores españoles, entre ellos DeL Buey²⁸⁶, Álvarez de Toledo²⁸⁷, Iradier²⁸⁸ consideran la cirugía de la catarata, como un procedimiento refractivo, que requiere un estudio previo muy inquisitivo, porque podríamos obtener resultados anatómicos excelentes, pero con resultados refractivos no deseados e insatisfacción por parte del paciente. Para otros autores como Cigales²⁸⁹, Hoyos²⁹⁰, con alta experiencia refractiva en excimer láser, practican incisiones relajantes, solamente en astigmatismos que puedan ser corregidos con la incisión principal para la realización de la facoemulsificación, teniendo en cuenta el meridiano más curvo; logrando corregir hasta 1,5 dioptrías.

2.4.3 PROTOCOLO POSTOPERATORIO

Aplicamos el tratamiento postoperatorio estandarizado por el Servicio de Oftalmología del Hospital de Figueres, que consistió en Tobramicina 3mg/ml y Dexametasona 1mg/ml en solución de colirio (Tobradex[®], Alcon, España), en una pauta decreciente: La primera semana 1 gota cuatro veces al día en el ojo operado; la segunda semana una gota tres veces al día; la tercera semana, una gota dos veces al día y la cuarta semana una gota al día y suspender.

El protocolo de seguimiento postoperatorio, consistió en una visita al día siguiente de la operación, otra a los 8 días y una última para graduar y valorar resultados a los 35 días del procedimiento quirúrgico.

3. ANALISIS ESTADISTICOS

Las diferencias estadísticamente significativas fueron determinadas por el test de “t de student”, donde valores menores que 0.05 fueron considerados significantes. Los valores típicos son reportados como el promedio ± 1 de la desviación estándar (usando $[n - 1]^{1/2}$). El análisis estadístico fue realizado con el SPSS/Pc+4.0 para Windows (versión 15.0; SPSS Inc., Chicago, IL, EEUU) y Med Calc (versión 9.3.2.0 MedCalc Software, Belgium).

Con los resultados obtenidos por cada equipo se calcularon las curvas ROC (Receiver operating characteristic)²⁹¹ para los parámetros de Agudeza Visual Potencial y Agudeza visual postoperatoria. La curva ROC es una representación de la tasa de falsos positivos (1- Especificidad) frente a la tasa de verdaderos positivos (Sensibilidad). Es una manera útil de mostrar la relación continua entre sensibilidad y especificidad de una prueba. Cuanto más se acerque la curva Roc a la esquina superior izquierda de la gráfica, mejor rendimiento diagnóstico presentara la prueba.

El área bajo la curva ROC (ABC) es un valor numérico que nos da una medida de la capacidad diagnóstica de un test. Entre más cercanos a la diagonal, se encuentren los valores obtenidos podemos considerar los resultados como inútiles y no fiables. Una prueba perfecta tendría un ABC de 1 (100% de sensibilidad y 100% de especificidad), mientras que un test sin ningún valor diagnóstico tendría un ABC de 0,5. Para establecer si hubo diferencias entre las ABC se utilizó el método descrito por Hanley McNeil.

El estudio es prospectivo y comparativo, realizándose la valoración y seguimiento de los resultados obtenidos con un tiempo mínimo de un mes, por paciente. La agudeza visual preoperatoria y postoperatoria fueron comparadas con los resultados de los test de agudeza visual potencial, y su significancia estadística fue analizada usando el test de t-student, para los tres equipos.

La fiabilidad fue determinada con el análisis de consistencia interna mediante Alfa de Cronbach. Dentro de la Teoría Clásica de los Tests (TCT) el método de consistencia interna es el camino más habitual para estimar la fiabilidad de un test, cuando se utilizan conjuntos de valores que se espera midan el mismo atributo o campo de contenido. Utilizamos el SPSS/Pc+4.0, para calcularla.

El mundo exige resultados. No le cuentes a otros tus dolores del parto. Muéstrales al niño.

Indira Gandhi

El hombre está dispuesto siempre a negar todo aquello que no comprende.

Blaise Pascal

IV. RESULTADOS

IV. RESULTADOS

1. DISEÑO Y CARACTERÍSTICAS DEL MAP

El primer objetivo era diseñar un nuevo dispositivo al que llamaremos Proyección Macular (MAP), basado en la escala de Snellen, de uso fácil, simple y económico, que nos permitiese determinar la agudeza visual potencial del paciente; al mismo tiempo que visualizamos el fondo ocular del paciente. Los resultados fueron:

1.1 CALCULO DEL TAMAÑO DE LOS OPTOTIPOS DEL MAP.

Aplicando los principios de óptica usados para la construcción de la carta de Snellen, explicado en el capítulo III. Apartado 2.3.3 literal a, diseñamos una carta de optotipos de fácil adaptación a una lente de +20Dioptrias, de las usadas para oftalmoscopia indirecta. Sin interferir con la visualización del fondo ocular. (ANEXO III)

La agudeza visual está en razón inversa con el ángulo desde el cual los objetos son vistos²⁹². Este ángulo, llamado ángulo visual, es el que sirve para la medida de la agudeza. (Figura 88). Para un objeto dado, el ángulo visual está en razón inversa a la distancia, y para una distancia dada, en razón directa del tamaño del objeto.

Se estableció que el valor de 1' (un minuto) es el ángulo más pequeño, mediante el cual dos puntos pueden ser distinguidos; es lo que constituye el *minimum separable de Giraud-Teulon*.

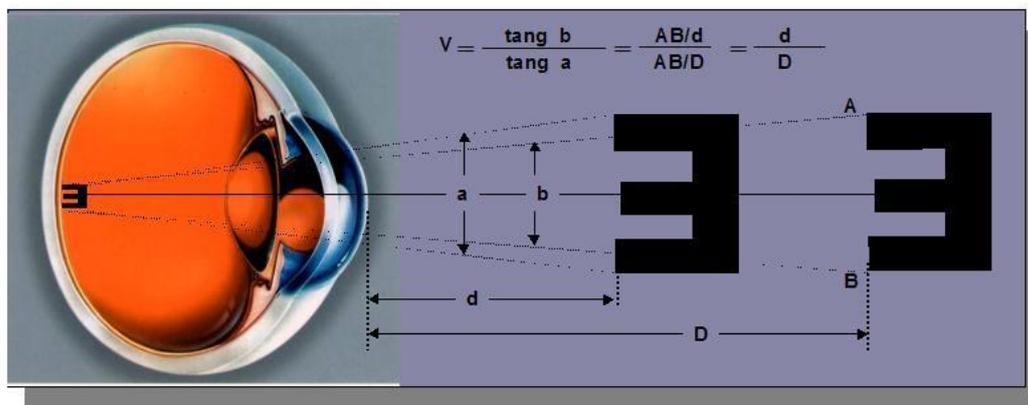


Figura 88. ÁNGULO VISUAL. El ángulo visual está en relación inversa a la distancia, y para una distancia dada, en razón directa con el tamaño del objeto. Este ángulo es el usado para la medida de la agudeza visual.

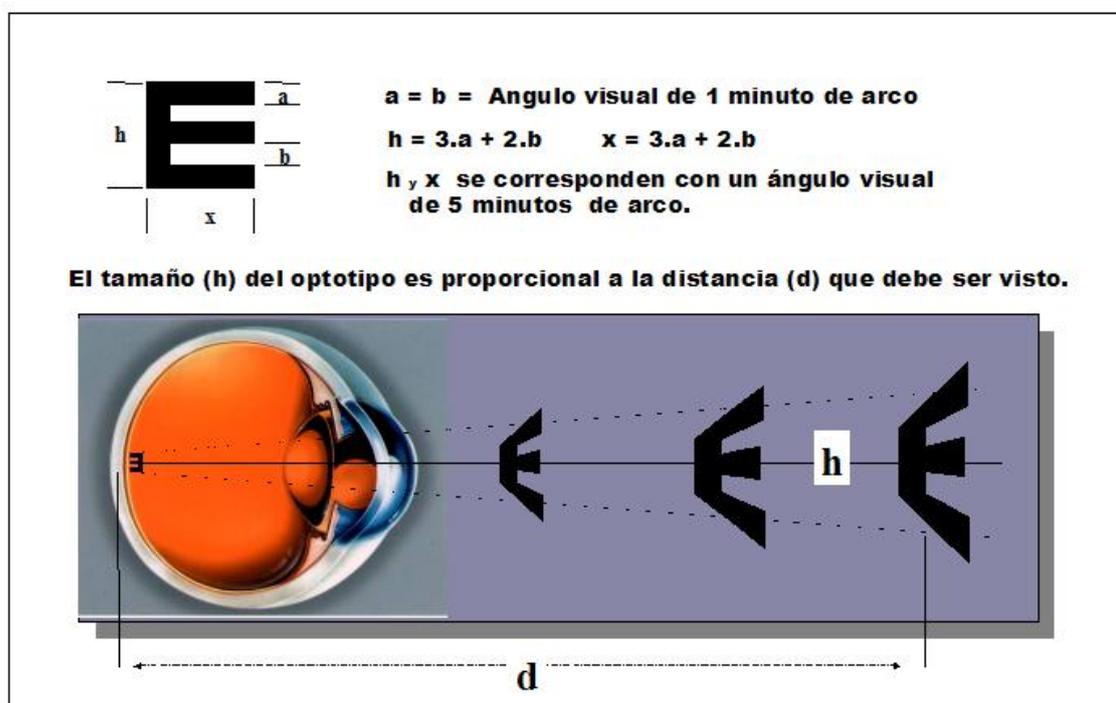
El valor de la agudeza visual de un objeto está representado por aquella magnitud obtenida, cuando el test es observado en el límite de su visibilidad²⁹³. La agudeza visual esta representada por la expresión:

$$V = \frac{1}{\alpha}$$

El tamaño de la imagen retiniana es directamente proporcional al tamaño real del objeto visto, e inversamente proporcional a la distancia de este objeto al ojo. De donde deducimos, que el primer concepto es el seno del ángulo cuyos lados tocan las extremidades del objeto que determinan su tamaño y cuyo vértice coincide con el punto nodal "n" del ojo, y el segundo, el coseno de este mismo ángulo, que corresponde al concepto de *ángulo visual*. Según esto, tenemos:

$$\text{Tamaño de la Imagen Retiniana} = \frac{\text{Sen } \alpha}{\text{Cos } \alpha} = \text{Tng } \alpha \approx \alpha$$

Las escalas métricas visuales de Snellen se agrupan en tamaños diferentes, para ser vistas desde un ángulo de 5' (cinco minutos), para una distancia establecida²⁹⁴ (Figura 89).



Rodríguez-Mier, F.A. Agudeza visual potencial usando el método de proyección macular.

Figura 89. AGUDEZA VISUAL Y LOS OPTOTIPOS. Para la determinación práctica de la agudeza visual lo que se mide es la tangente del ángulo mínimo. Para un ángulo mínimo de 1', la tangente es 0.00029, lo que, a una distancia de 5 mtrs, equivale a 0.00145mtrs.

Donde $\alpha = 1'$, entonces, se deduce que:

$$\text{Tng } \alpha = \frac{\text{Altura del optotipo en milímetros}}{\text{Distancia al optotipo en milímetros}}$$

Si se estudia la letra "E" de los optotipos de Snellen, vemos que la letra construida para una distancia de 5m y una agudeza visual igual a 1, tiene un tamaño de 7,25 centímetros.

Hemos dicho que Agudeza Visual es:

$$V = \frac{1}{\alpha}$$

Que también puede ser considerada como:

$$V = \frac{\text{Distancia Sujeto a Escala visual en metros}}{\text{Distancia en metros para la que ha sido calculado el optotipo visto}}$$

El valor α es tan pequeño, que se considera equivalente a su tangente, donde para un ángulo mínimo de $\alpha = 1'$, la tangente es **0.00029**, lo que a la distancia de 5m, equivale a **0.00145 metros**, que corresponde al tamaño del objeto.

Todo lo anterior quiere decir que, a 5 metros de distancia, dos puntos deben guardar entre sí una separación de 1,45mm para que el ojo pueda considerarlos como distintos; **es el principio de Snellen que rige en la construcción de optotipos.**

En la construcción de los optotipos del MAP, teniendo en cuenta la ley de Snellen, se estableció que el optotipo este constituido por letras mayúsculas, por lo que fue necesario que la separación mínima de los trazos sea igual a su espesor, y que éste sea visto a 5mtrs por un ojo emétrope, desde el ángulo de $1'$, así como que la letra sea leída con un ángulo de $5'$, es decir que sea cinco veces mayor que el grueso de los trazos²⁹⁵.

La distancia a la cual son proyectados los optotipos, esta establecida por la distancia a la cual es posicionada la lente de oftalmoscopia indirecta, esta distancia esta determinada por una distancia focal, de dicha lente, en cinco centímetros, equivalente a 0,05 metros.

El tamaño del test, altura del optotipo, esta en relación directamente proporcional con la distancia del observador: En un principio la altura “h” del optotipo, estará determinada por su distancia; dado por la formula:

$$D = \frac{\text{Altura del optotipo en milímetros}}{0,145}$$

Donde

$$\text{Distancia} \times 0,145 = h$$

Altura del optotipo en mm: h

Para hallar el valor final del tamaño del optotipo, debimos de tener en cuenta además de la Distancia **D** igual a 0,05 metros, el valor de la agudeza visual, en **Escala Decimal de Manoyer**, como hemos explicado en el capítulo III, apartado 2.3.3, literal b. Así, la formula definitiva fue:

$$h = 1,45 \times \frac{D}{v}$$

$\left\{ \begin{array}{l} h \text{ es la altura del optotipo (en centímetros)} \\ D \text{ es la distancia al optotipo (en centímetros)} \\ v \text{ es la agudeza visual en decimales} \end{array} \right.$

Por lo tanto, los diferentes tamaños de los optotipos calculados para el MAP, pueden ser vistos en la TABLA VII.

TAMAÑO DEL OPTOTIPO EN RELACIÓN CON LA DISTANCIA Y LA ESCALA VISUAL DE MANOYER

TAMAÑO DEL OPTOTIPO En milímetros	ESCALA DE MANOYER En valores decimales
0,72	1,0
0,8	0,9
0,9	0,8
1,03	0,7
1,2	0,6
1,45	0,5
1,81	0,4
2,41	0,3
3,62	0,2
7,25	0,1

TABLA VII. Tamaño de los optotipos, según los cálculos para una distancia de 5 centímetros, en relación con la Escala decimal de Manoyer.

1.2 DISEÑO DEL OPTOTIPO Y APLICACIÓN DE LA ESCALA VISUAL

El valor de Agudeza Visual puede ser expresado en metros, pies, fracción decimal o como LogMAR²⁹⁶ (TABLA VIII). En nuestro diseño preferimos usar la escala decimal de Manoyer de 0.1 a 1.0, un total de 10 hileras de letras. Descartamos el uso de la escala de LogMar (Logaritmo Matricial) por considerarla muy extensa y porque las escalas de optotipos proyectados, en la consulta, usan la escala decimal.

TABLA DE LOS VALORES EQUIVALENTES DE LA AGUDEZA VISUAL

AGUDEZA VISUAL SNELL			VALORES EQUIVALENTES	
4 Metros	6 Metros	20 Pies	FRACCION DECIMAL	LogMAR
4/40	6/60	20/200	0.10	+1.0
4/32	6/48	20/160	0.125	+0.9
4/25	6/38	20/125	0.16	+0.8
4/20	6/30	20/100	0.20	+0.7
4/16	6/24	20/80	0.25	+0.6
4/12.6	6/20	20/63	0.32	+0.5
4/10	6/15	20/50	0.40	+0.4
4/8	6/12	20/40	0.50	+0.3
4/6.3	6/10	20/32	0.63	+0.2
4/5	6/7.5	20/25	0.80	+0.1
4/4	6/6	20/20	1.00	0.0
4/3.2	6/5	20/16	1.25	-0.1
4/2.5	6/3.75	20/12.5	1.60	-0.2
4/2	6/3	20/10	2.00	-0.3

TABLA VIII. Valores de Agudeza visual Snell y valores equivalentes, en diferentes escalas usadas, según estándares internacionales.

En la escala decimal de Monoyer, la agudeza visual normal es considerada como la unidad y las agudezas inferiores decrecen en progresión aritmética: 0.1 a 1.0

Esta escala resulta muy suficiente para el estudio de las ametropías corrientes, en las cuales la agudeza visual del sujeto corregido se eleva con rapidez a 0.7 y pasa fácilmente de la unidad con la lente correctora final. Inicialmente pensamos en diseñar un optotipo con una escala de siete hileras con los valores: 0.1, 0.3, 0.5, 0.7, 0.8, 0.9 y 1.0, sin embargo la desestimamos por considerarla, que para el prototipo del PAM, era necesario incluir la escala decimal completa.

Por lo tanto, pasamos de siete hileras de letras a diez hileras de letras, que decrecen de 0.1 a 1.0. Hemos añadido una hilera más de una letra; la letra "E" que se corresponde con la escala decimal de 0.05. El objetivo principal de esta letra, por su tamaño, es el de servir de guía y de familiarización sobre el test para

el paciente; además de ser un homenaje de gratitud a Herman Snellen. Se escogieron QUINCE LETRAS del alfabeto latino: E, N, Z, A, P, F Y, L, S, V, U, T, R, B, H; para crear una escala de optotipos de valor decreciente (Figura 90). Teniendo en cuenta, los optotipos de la norma inglesa y los optotipos de Colebrader, explicados en el capítulo I, apartado 3.2.1, literal a.

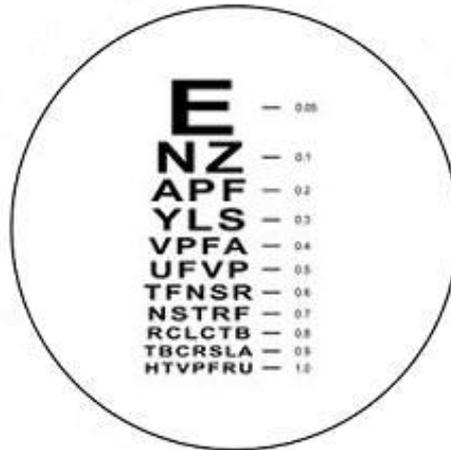


Figura 90. El MAP consta de once hileras de optotipos adaptados en tamaño a la distancia y efecto de magnificación retinal producido por la lente de +20D. La primera letra, se corresponde con la “E” a una escala decimal de 0.05, y por su tamaño, sirve de guía y de familiarización sobre el test para el paciente; además de ser un homenaje de gratitud a Herman Snellen.

1.3 CALCULO DEL INDICE DE MAGNIFICACIÓN INDUCIDO

Nuestro optotipo del MAP, fue calculado para ser acoplado a una lente Volk Double Aspheric™ de +20D (Volk optical, Inc. Mentor, Ohio. USA), para oftalmoscopia indirecta. Debimos tener en cuenta el efecto de magnificación que puede inducir esta lente sobre nuestros optotipos, por lo tanto calculamos el **índice de magnificación inducido (iMI)**.

Se tuvieron en cuenta las características ópticas y del diseño de la lente, aportadas por el fabricante: Tiene 50mm de diámetro, 52.23mm de longitud focal, con 1.5 de índice de refracción (n), 50mm de distancia de trabajo de la cornea y vidrio transparente como material óptico, fijada a un anillo metálico como soporte. Con un poder de magnificación de 2.61x que esta en relación con la observación del fondo ocular por parte del oftalmólogo, no así con la magnificación de la imagen del optotipo, como veremos inmediatamente.

En las lentes gruesas, como la de +20D, utilizada normalmente en oftalmología, la potencia verdadera llamada también “Potencia Cardinal o de Gauss”²⁹⁷ está determinada por los puntos cardinales de la lente (focos y puntos principales). Estos puntos principales no coinciden con las superficies de la lente,

por lo tanto la distancia focal de las lentes gruesas no es la que existe entre el foco y la lente, sino entre el foco y el plano principal (**P – P'**).

Las distancias entre los puntos principales de las superficies de la lente y sus puntos focales, varían según la forma y grosor de ésta. Esta distancia es importante para conocer el poder de magnificación de una lente. Sobre el eje óptico no solamente se encuentran los puntos principales, sino también los llamados puntos nodales (**n – n'**). Estamos hablando de una lente cuyo poder depende de sus dos caras, la cual limita con el mismo medio (aire) por ambos lados, tenemos que sus dos focos son iguales (**f = f'**); por lo tanto sus puntos nodales coinciden con los puntos principales (Fig. 91).

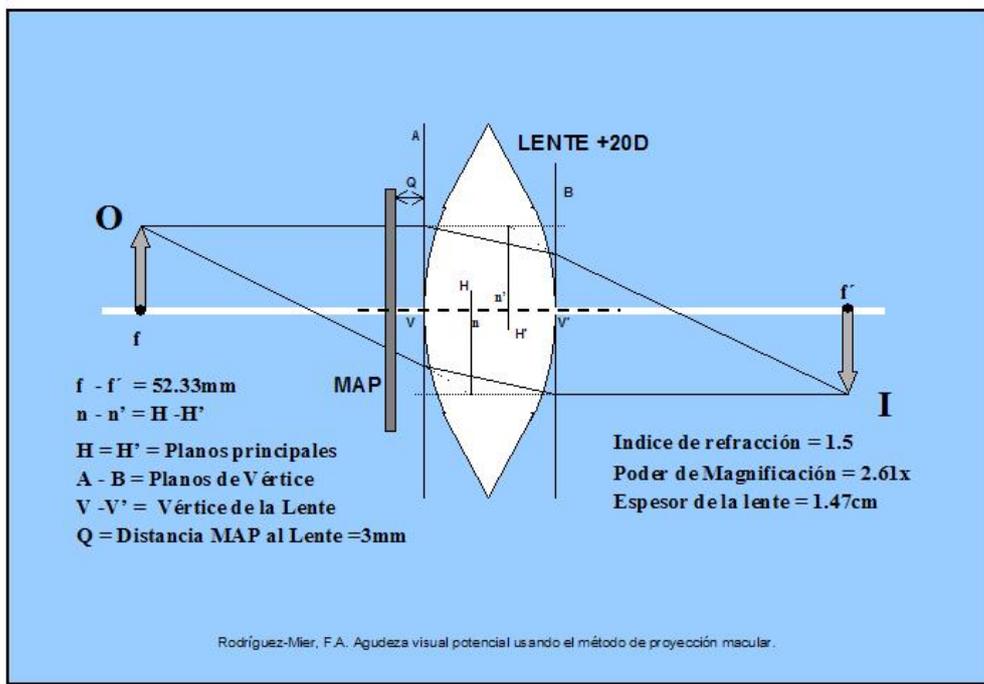


Figura 91. En las lentes gruesas, como la nuestra, la potencia verdadera llamada también “Potencia Cardinal o de Gauss” está determinada por los puntos cardinales de la lente (focos y puntos principales). La magnificación es un poder inherente a las lentes y en relación estrecha con su poder dióptrico, su longitud focal y la posición del objeto sobre el eje óptico.

Como los puntos principales no pueden ser materializados y su posición sólo puede ser determinada por medio de fórmulas, en la práctica resulta más útil considerar para la medición de la distancia focal, no a la posición de los puntos principales, sino el vértice del lente.

La magnificación es un poder inherente a las lentes y en relación estrecha con su poder dióptrico, su longitud focal y la posición del objeto sobre el eje

óptico²⁹⁸. Para poder calcular el INDICE DE MAGNIFICACIÓN para una lente de +20 dioptrías; debemos partir de la siguiente formula de óptica:

$$Mg = \frac{\text{Punto focal } \text{ ó } \text{ radio}}{Dv}$$

Los datos referidos por el fabricante, para la lente de Volk de +20D fueron:

$$f \text{ y } f' = 52.33 \text{ milímetros, } n = 1.5, \delta = 0.009868, Dv = 20dt.$$

Por lo tanto la MAGNIFICACIÓN EN EL PUNTO FOCAL, para esta lente es:

$$Mg(x) = \frac{52,33}{20} = 2,61 x$$

Para una imagen y' que se encuentra en el plano focal f' , que en el caso de esta lente Volk Double aspheric de +20 dioptrías, coincide con el radio R' . Esta formula es relativa al caso particular en que el objeto se coloca en el foco de tal forma que su imagen aparezca en el infinito. Por lo tanto **2,61x** es el poder de convergencia, ó potencia de esta lente, valor que coincide por el aportado por el fabricante.

Teniendo en cuenta lo anteriormente expuesto, calculamos el **índice de magnificación inducido (iMI)**, sobre un objeto localizado a una distancia Q, ver figura 90, distancia a la cual se encuentra apoyado el MAP. La MAGNIFICACIÓN sobre los optotipos del MAP a 3mm DEL VERTEX DE LA LENTE, Posición a la cual se adapta el optotipo, es:

$$iMI = \frac{Q}{Dv} = \frac{3}{20} = 0,15 x$$

De tal forma que el **índice de magnificación inducido**, para esta lente sobre el MAP es de 0,15x.

Teniendo en cuenta que el índice de magnificación inducido por la lente VOLK +20dt, es de 0,15x sobre nuestros optotipos, tuvimos que aplicar un **factor de corrección (fc)** a tener en cuenta para determinar el tamaño definitivo de cada una de las letras de los optotipos del MAP:

$$fc = h \cdot iMI$$

Los valores de **h para cada optotipo**, en un valor dado de agudeza visual, pueden verse en la TABLA VII, y los valores del **factor de corrección (fc)** resultantes pueden verse en la TABLA IX.

A partir del valor **fc** hallado, pudimos calcular la altura definitiva del optotipo, que fue calculado con la siguiente formula:

$$h \text{ final} = h - fc$$

En concordancia con lo hasta aquí expuesto, la agudeza visual de un individuo y el tamaño de los optotipos para la construcción de nuestro PROYECTOR MACULAR (Macular Projection, MAP) puede ser fácilmente calculada por una fracción que tenga por numerador la distancia de la retina del paciente a la escala de Snellen diseñada y por denominador la distancia para la cual ha sido calculado el tamaño del optotipo que el sujeto es capaz de distinguir. Además hemos tenido en cuenta el **factor de corrección**, sobre los optotipos; el cual hemos considerado que en el caso de una lente de +20D, es de 0,15x . En la TABLA IX, podemos ver los valores correspondientes al tamaño de los optotipos sin el factor de corrección inducido por la magnificación de la lente, y el tamaño final del optotipo, expresado en milímetros, después de haberlo aplicado, usando las formulas de la TABLA X. Quedan reflejados todos los valores calculados para determinar la altura final.

TAMAÑO FINAL DEL OPTOTIPO APLICANDO EL FACTOR DE CORRECCIÓN

DISTANCIA AL OPTOTIPO (En milímetros)	TAMAÑO DEL OPTOTIPO (En milímetros)	FACTOR DE CORRECCIÓN (En milímetros)	TAMAÑO FINAL DEL OPTOTIPO CORREGIDO (En milímetros)	AGUDEZA VISUAL (En decimales)
50	0,72	0,108	0,612	1,0
50	0,8	0,12	0,68	0,9
50	0,9	0,135	0,76	0,8
50	1,03	0,1545	0,875	0,7
50	1,2	0,18	1,02	0,6
50	1,45	0,217	1,23	0,5
50	1,81	0,2715	1,538	0,4
50	2,41	0,3615	2,04	0,3
50	3,62	0,543	3,07	0,2
50	7,25	1,087	6,16	0,1

TABLA IX. En la columna gris, puede observarse el tamaño definitivo de los optotipos, después de aplicar el factor de corrección, para compensar el efecto de magnificación inducido por la lente.

TABLA X
RESUMEN DE FORMULAS UTILIZADAS PARA CALCULAR EL TAMAÑO DE LOS OPTOTIPOS

APLICACION	DETALLES	FORMULA
<p>TAMAÑO DE LOS OPTOTIPOS</p>	<p>Ley de Snellen El valor α es tan pequeño, que se considera equivalente a su tangente, donde para un ángulo mínimo de $\alpha = 1'$, la tangente es 0.00029, lo que a la distancia de 5m, equivale a 0.00145 metros. Capitulo IV, apartado 1.1 Adaptando la ley de Snellen, podemos ajustar la formula, donde D, es la distancia al optotipo y 0,145 la Tg α en centímetros, igual a 1,45 en milímetros. Capitulo IV, apartado 1.1 y apartado 1.2</p>	$\text{Tng } \alpha = \frac{\text{Altura del optotipo en milímetros}}{\text{Distancia al optotipo en milímetros}}$
		<p>Altura del optotipo en milímetros</p> $D = \frac{\quad}{0,145}$
	<p>La altura del optotipo, debe ser adaptado a la escala decimal de Manoyer, para poder expresar el equivalente decimal de la Agudeza visual en relación al tamaño del optotipo. Capitulo IV, apartado 1.1</p>	$h = 1,45 \times \frac{D}{V}$ <p>h es la altura del optotipo (en centímetros) D es la distancia al optotipo (en centímetros) V es la agudeza visual en decimales</p>
<p>INDICE DE MAGNIFICACIÓN INDUCIDO</p>	<p>La lupa de +20dt tiene un poder de magnificación "x" que debe ser determinado para poder corregir el tamaño del optotipo en función de esta magnificación inducida. Donde Q, es la distancia en centímetros de la lupa al ojo del paciente, y Dv, es la potencia de la lente. Capitulo IV, apartado 1.3 Después de haber calculado el índice de magnificación inducido, debemos determinar el factor de corrección a ser aplicado sobre h (altura del optotipo). Capitulo IV, apartado 1.3</p>	$\text{IMI} = \frac{Q}{Dv} = \frac{3}{20} = 0,15 \times$
<p>FACTOR DE CORRECCIÓN</p>		$fc = h \cdot \text{IMI}$
<p>ALTURA FINAL DEL OPTOTIPO</p>	<p>La altura final del optotipo esta determinada, por la diferencia entre la altura "h" calculada con la formula de Snellen, menos el factor de corrección "fc", calculado a partir del índice de magnificación inducido "IMI". Capitulo IV, apartado 1.3</p>	$h \text{ final} = h - fc$

1.4 EL ADAPTADOR

La primera versión o primer prototipo de nuestro adaptador estaba constituido por un anillo metálico de 48mm de diámetro, que soportaba una película transparente de 35mm por 23mm, sin poder dióptrico, en el que estaban impresos los optotipos en escala alfabética de Snellen. Se adaptaba difícilmente al anillo metálico de la lupa de +20D. (Fig. 92). Este primer adaptador fue utilizado en el trabajo de nuestra tesina, y aunque los resultados, fueron favorables para el MAP, pudimos comprobar su dificultad en la manipulación y la adaptación a la lupa de +20.

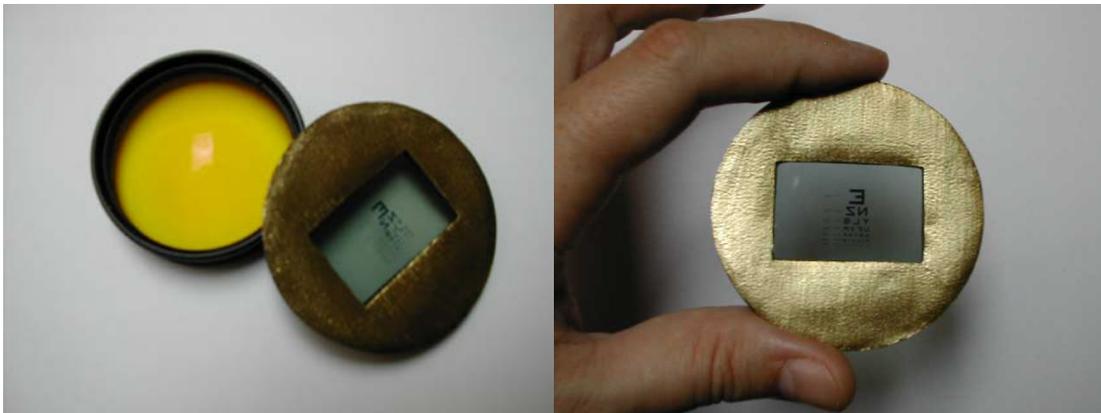


Figura 92. El primer prototipo de adaptador estaba constituido por un anillo metálico, que soportaba una película transparente sin poder dióptrico en el que estaban impresos los optotipos en escala de Snellen.

Para la realización de esta tesis doctoral, decidimos mejorar además de los inconvenientes en la manipulación y la adaptación; disminuir el peso y mejorarle la estética, a nuestro adaptador. Por lo tanto se decidió realizarlo en Policloruro de Vinilo (PVC). El policloruro de vinilo o PVC, es un polímero termoplástico, es una combinación de un polímero por adición y de una resina que resulta de la polimerización del cloruro de vinilo o cloroetileno. Se presenta como un material blanco, que es fácilmente teñible con pigmentos orgánicos o inorgánicos.

En la industria existen dos tipos de policloruro de vinilo: El rígido y el flexible. Nuestro adaptador, es del tipo flexible, y ha sido hecho por inyección en un molde o matriz metálica, en el que es introducido el material semilíquido de policloruro de vinilo (Fig. 93). Aunque no podemos facilitar los detalles del proceso de fabricación del PVC, ya que esta protegida por una patente, podemos decir que el cloruro de vinilo es polimerizado con un 0,8% de peróxido de benzoílo, basado en el peso del monómero. **(ANEXO III)**

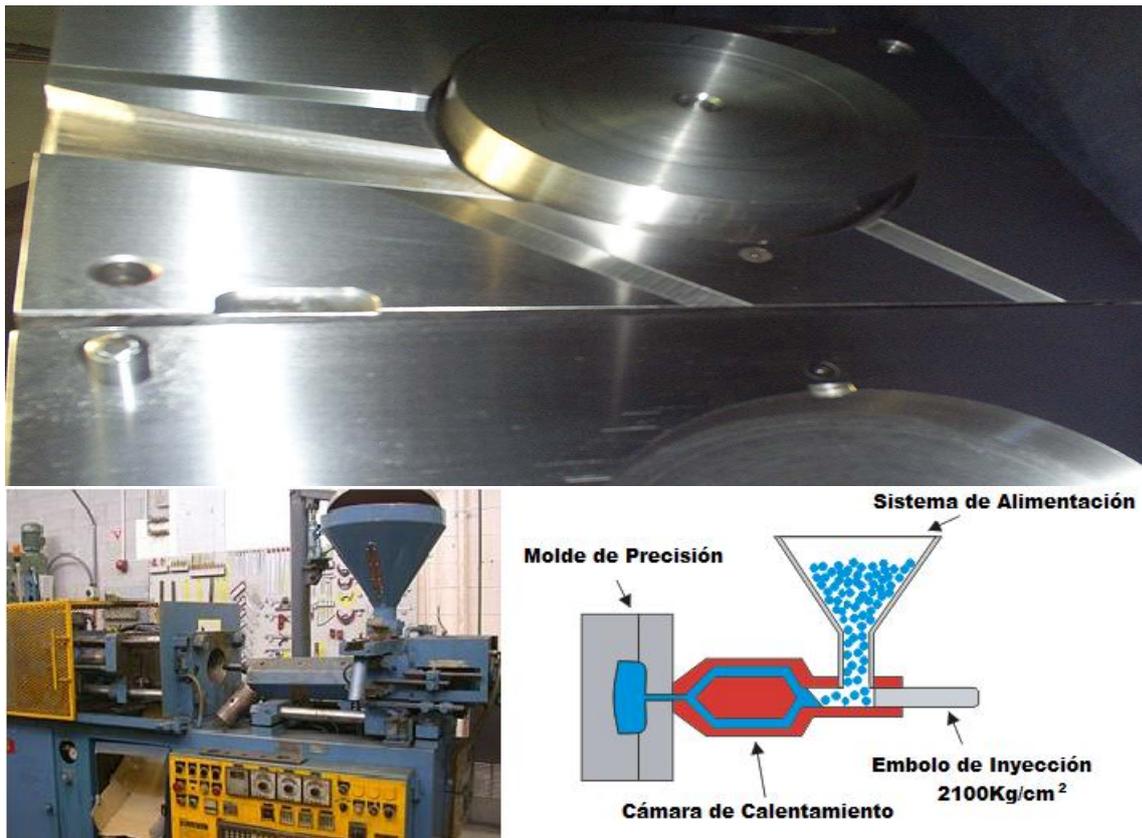


Figura 93. Sistema de moldeado por inyección en la imagen superior podemos observar el molde de precisión; abajo a la izquierda la maquinaria de inyección y en la imagen de la derecha un esquema explicativo.

El material usado para el adaptador ha sido hecho a 58°C durante 17 horas en un cilindro rotativo, en cuyo interior hay bolas de acero inoxidable. Debido a que el polímero es insoluble en el monómero, la polimerización en bloque es heterogénea. La reacción es difícil de controlar y da lugar a una ligera disminución de las propiedades aislantes y de la transparencia. La forma y el tamaño de las partículas, así como la distribución de tamaños pueden ser controlados variando el sistema de dispersión y la velocidad de agitación.

Con este proceso de inyección conseguimos un adaptador en forma de anillo de 55mm de diámetro, que soporta una película translúcida rígida de cristal orgánico de alto índice refractivo, lo que disminuye las aberraciones y nos permite hacerlo más delgado. Este cristal carece de poder dióptrico con 47mm de diámetro, transparente o con filtro amarillo, y en el que están impresos los optotipos en escala alfabética de Snellen. Se usó el alfabeto latino, en escala de mayor a menor. De arriba a abajo. Los optotipos están impresos en forma

invertida para el observador pero no para el paciente, el cual los podría leer con normalidad. Las características, son las mismas que en nuestro primer optotipo.



Figura 94. El adaptador tiene la capacidad de adaptación y fijación a la lupa muy alta, permitiendo una fácil manipulación, además de tener muy poco peso y gran ergonomía.

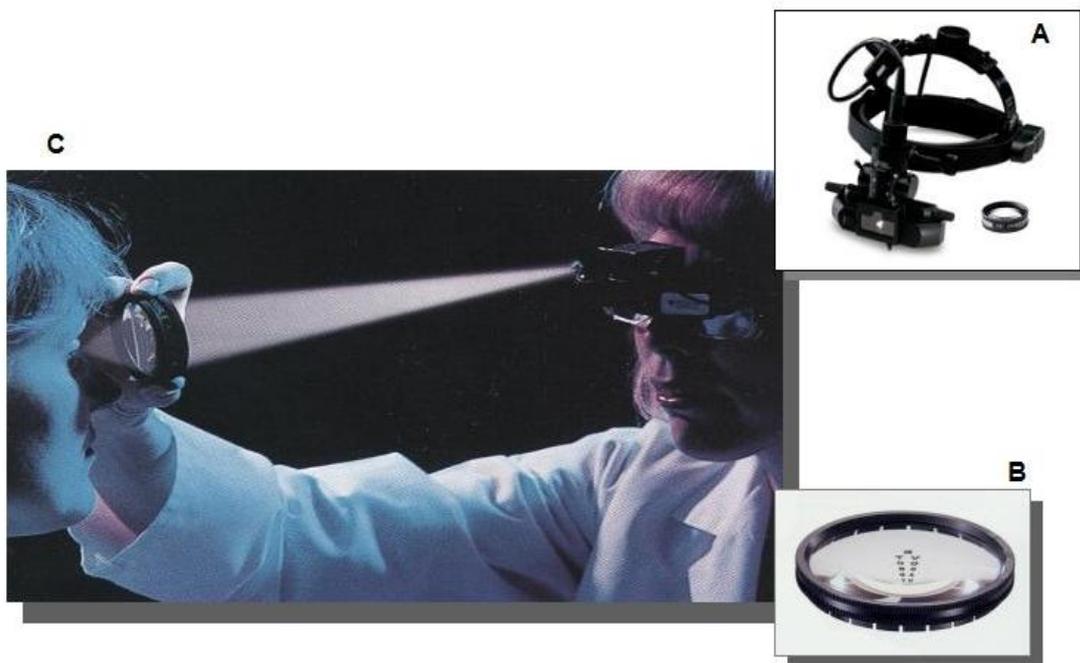
El PVC de nuestro adaptador se caracteriza por ser dúctil y tenaz; presentando estabilidad dimensional y resistencia ambiental, comienza a reblandecer alrededor de los 80 °C y se deforma cerca de los 140 °C. Tiene una muy buena resistencia y dureza, sin perder sus capacidades flexibles lo cual nos facilitó crear una serie de pestañas, para su fácil adaptación a la lupa de +20D. (Fig. 94)

1.5 TÉCNICA DE USO DEL PROYECTOR MACULAR (MAP)

1.5.1 El oftalmoscopio indirecto

Para que sea aprovechado todo el campo de observación fue necesario que la región correspondiente de la retina este iluminada. Se utilizó para esto un oftalmoscopio indirecto.

El oftalmoscopio indirecto usado, consiste de un sistema con una potente fuente luminosa de fijación frontal a la cabeza del examinador; que permite realizar el examen del fondo ocular, usando una lente positiva biconvexa, como es la doble esférica de +20D, de Volk[®]. Requiere de una práctica y curva de aprendizaje relativamente fácil; y a la cual se debe habituar todos los oftalmólogos durante su especialización. Y constituye nuestra fuente de luz, para poder proyectar el MAP, sobre el área macular. Por ello consideramos que el MAP, no implica ninguna dificultad adicional para un oftalmólogo familiarizado con la oftalmoscopia indirecta (Fig. 95).

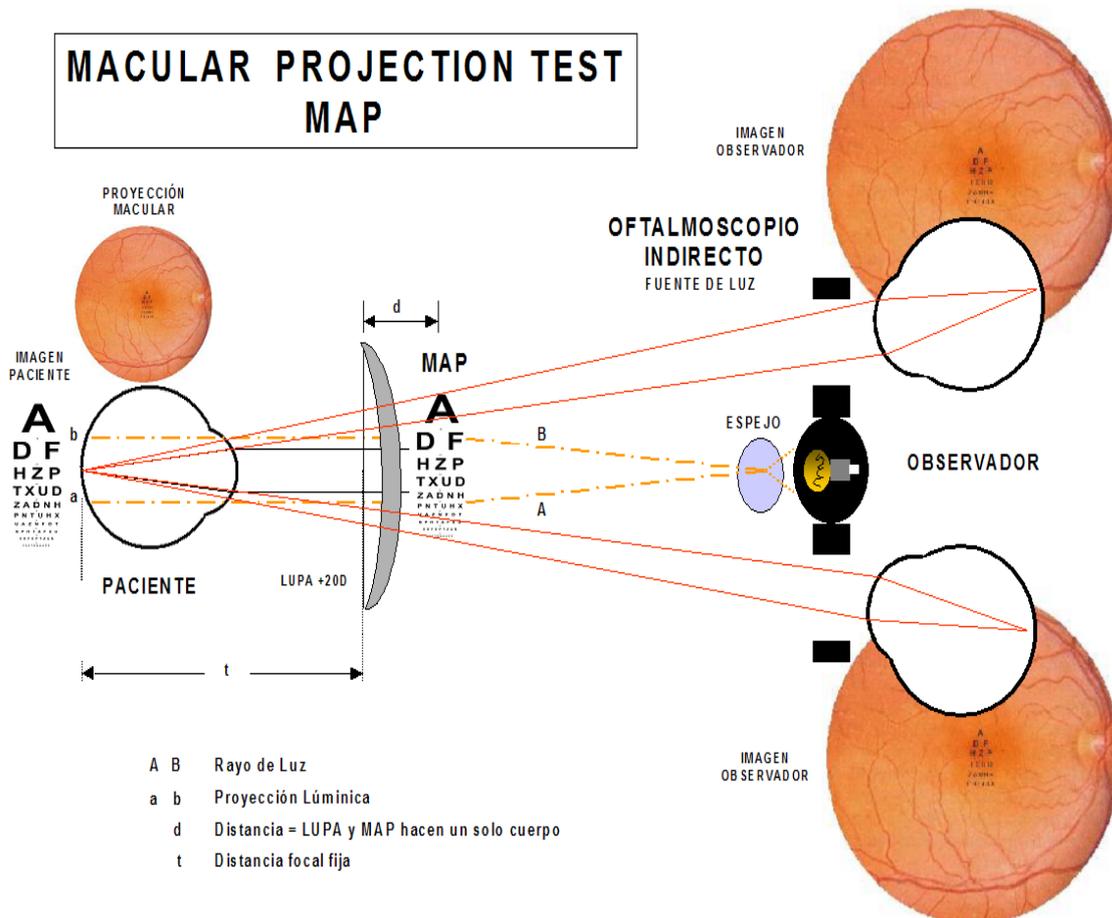


Rodríguez-Mier, F.A. Agudeza visual potencial usando el método de proyección macular.

Figura 95. Utilizando el equipo de oftalmoscopia indirecta (A), y a través de la pupila dilatada del paciente, el optotipo (B) es proyectado sobre el área macular de la retina del paciente, la cual podemos observar simultáneamente (C). Poder observar el área macular del paciente, le garantiza al investigador que así como el puede ver el área macular del paciente, este debería ver los optotipos.

Nosotros utilizamos el oftalmoscopio indirecto con una lente doble esférica de +20D a la que hemos adaptado el diseño del MAP. A través de la pupila dilatada del paciente, el optotipo es proyectado sobre el área macular de la retina

del paciente, al mismo tiempo que podemos observar el fondo ocular del paciente y los optotipos del test (Fig. 97). Siendo esta característica una de las principales ventajas del PAM, sobre el Guyton-Minkowski PAM[®] y el Retinometro Lambda 100[®]



Rodríguez Mier

Figura 96. El rayo de Luz, generado por el oftalmoscopio indirecto, atraviesa por la lente incidiendo previamente sobre la tarjeta de optotipos, haciendo que la imagen generada sea proyectada sobre la región macular del paciente. El médico u observador tiene una actitud activa, al poder observar en forma directa, lo que ocurre con la prueba y el paciente. La distancia de la tarjeta del optotipo-Lupa depende de la distancia focal de la lupa, pudiéndose compensar el defecto refractivo del paciente.

El sistema de iluminación, esta dado por el oftalmoscopio indirecto, que asegura además visión estereoscópica. El conjunto se monta sobre la cabeza del observador, a través de un casquete que mantiene un sistema de iluminación portátil y un sistema de espejos que permite que las dos pupilas del observador se proyecten en dos regiones diferentes de la pupila del paciente (Figura 96). Se usó una iluminancia entre 1100 a 1200 Lux (lumen/m^2).

Una parte de la luz dirigida al ojo del paciente se refleja en su córnea y produciendo en el ojo del observador una mancha de difusión que molesta la observación de las regiones próximas al eje y en particular sobre la mácula. Este

reflejo se pudo eliminar, descentrando ligeramente los haces de iluminación y de observación, lo que no suprime el reflejo corneal, ni los reflejos sobre la lente oftalmoscópica, pero esta maniobra los desplaza hacia una región del campo donde molestan menos. Maniobra fácil de realizar para un oftalmólogo acostumbrado a realizar oftalmoscopia indirecta.

1.5.2 Principio óptico del funcionamiento del MAP

La característica fundamental del MAP es cumplir con una doble función, permitir ver lo que se hace y poder realizar el test, todo ello de forma simultánea. La posibilidad de poder observar el área macular del paciente, le garantiza al investigador que así como él puede ver la proyección sobre el área macular del paciente, este debería ver los optotipos. En el capítulo IV, apartado 1.2 ya nos hemos referido al PAM, como objeto de visualización, por parte del paciente.

Durante la utilización del PAM, no se requirió obscuridad absoluta; la semi-penumbra y las condiciones habituales de oftalmoscopia indirecta usadas por el oftalmólogo, son suficientes.

Para que el MAP pueda funcionar y la retina del paciente “**P**” pueda ser vista por el médico observador “**M**”, es necesario que se cumplan tres premisas:

1. Que la retina de **P** este iluminada.
2. Que la luz que difunde esta retina y que sale del ojo de **P** pueda penetrar en el ojo de **M**.
3. Que la imagen de la retina de **P** se forme nítidamente en la retina de **M**.

Las dos primeras condiciones parecen contradictorias a primera vista, a causa del principio de reversibilidad de la luz: la pupila de **P** aparece negra, no porque la luz que ha entrado en su ojo ha sido absorbida por el pigmento del epitelio pigmentario de la retina y de la coroides sino porque los rayos luminosos que salen de la pupila de **P** y entran en la de **M** no pueden provenir más que de la imagen de la pupila de **M** sobre la retina de **P** y como la pupila es negra, solo se podemos escapar de este círculo vicioso dándole la vuelta al principio de reversibilidad de la luz; que explicamos a continuación.

Un primer artificio consiste en iluminar la retina del sujeto no añadiendo una imagen nítida de una luz “**S**”, sino gracias a una pseudo-imagen borrosa; la mancha de difusión **S** podrá invadir la imagen nítida de la pupila de **M** en la retina de **P** y en estas condiciones la pupila de **P** se iluminará; para que esto se pueda

dar, la fuente **S** debe estar más cerca de **P** que la pupila de **M**, pues la mancha de difusión de un objeto lejano no puede invadir la imagen nítida de un objeto próximo mientras que lo contrario es posible. Por otra parte, no es necesario que la pupila de **M** forme una imagen nítida en la retina de **P**, simplemente es necesario que el punto sobre el que acomoda **P** esté más alejado a la vez de **S** y de **M**. Esquemático en la fig. 96.

La oftalmoscopia indirecta, nos permite un campo visual más amplio y en conjunto del fondo de ojo del paciente **P**; por lo tanto se requiere de una lente convergente **L**, de 20 dioptrías, colocada muy cerca del ojo de **P**; si este es emétrope y no acomoda, se formará en el plano focal de **L** una imagen real e invertida **y'** de su retina **r**. Esta es la imagen que verá el observador **M**, que si es emétrope, deberá acomodar para verla con nitidez.

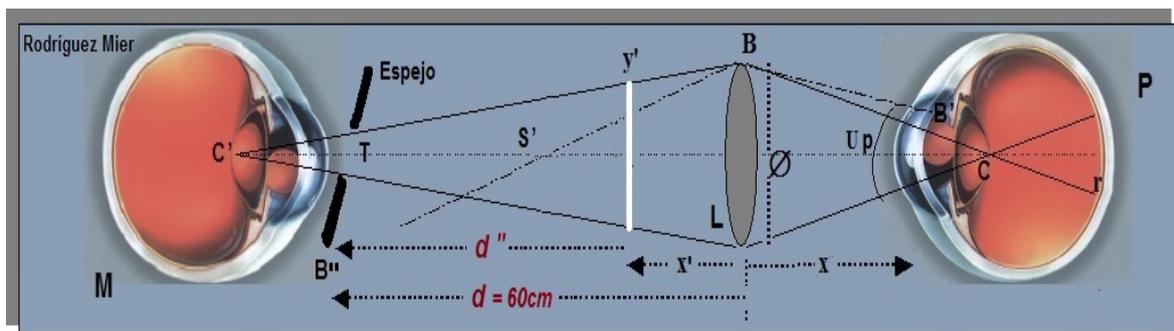


Figura 97. Principio óptico de la oftalmoscopia indirecta aplicado al MAP, para la determinación de la agudeza visual potencial.

a. Cálculo del campo de observación

El observador tiene la posibilidad de poder visualizar el fondo ocular y la macula del paciente mientras el test de agudeza visual es realizado por el paciente. A continuación explicaremos el cálculo del campo de observación, desde el punto de vista del observador, usando una lente Volk[®] double aspheric.

Siguiendo con el diagrama de la figura 97, podremos entender el cálculo del campo medio de observación, visualización del fondo ocular del paciente: Sea **r** un punto límite en este campo, en la retina de **P**, unamos este punto con el centro de la pupila de salida (que ahora hace el papel de pupila de entrada para la observación); el rayo refractado correspondiente procederá de **C**, centro de la pupila de entrada y pasará por el borde **B** de la lente **L**, después por **y'** imagen de **r** dada por el sistema: ojo de **P** + lente **L**. Para que **M** vea la imagen **y'** evidentemente es necesario que **By'** pase por el centro **C'** de la pupila de entrada

de **M**, de ahí la condición: los puntos **C** y **C'** deben estar conjugados con relación a **L**. Por lo tanto, toda la superficie de **L** será efectivamente útil y si llamamos \emptyset al diámetro de la lente **L**, el diámetro del campo sobre la retina de **P** será el de la pseudo-imagen de **L**, que equivale a **y'**. El cálculo del **campo de observación** (η) de **M**, se realizó a partir de la siguiente formula:

$$\eta = \frac{u_p}{D_v} = \frac{\text{Angulo de observación dado por la lente}}{\text{Poder dioptrico de la lente}}$$

de donde el **ángulo de observación** (**Up**), es:

$$u_p = \frac{\emptyset}{x} = \frac{\text{Diámetro de la lente}}{\text{Distancia al foco de la lente}}$$

Si despejamos las formulas, se obtiene que el tamaño del **campo de observación** será:

$$\eta = \frac{\frac{\emptyset}{x}}{\frac{D_v}{1}} = \frac{\emptyset}{x \cdot D_v}$$

Teniendo en cuenta que la conjugación de **C** y **C'** da:

$$\frac{1}{x'} = \frac{1}{-x} + D_v$$

Siendo **Dv** la potencia de la lente oftalmoscopia (**x** será negativo y **x'** positivo, ya que la luz va de derecha a izquierda, concepto establecido en física óptica). Las distancias **x** y **x'** están dadas por la técnica empleada: el observador mantiene **L** apoyando el dedo meñique sobre la frente de **P** y por consiguiente **x** no puede sobrepasar los 7,5 cm (ó 0,075 mtr) en valor absoluto. Por otra parte, la imagen **y'** no puede estar en un punto más cerca del ojo de **M**, donde el valor **d'** no debe ser inferior a 30 cm para no forzar una acomodación excesiva.

Calculamos el valor de **x'**, lugar donde se forma la imagen **y'** observada por **M**, de tal forma que:

$$\frac{1}{x'} = \frac{1}{-x} + D_v \Rightarrow \frac{1}{x'} = \frac{1}{-0,075 \text{ mtr}} + 20 \text{dt} \Rightarrow \frac{1}{x'} = 3,3 \Rightarrow x' = 0,15 \text{ mtr} = \boxed{15 \text{ cm}}$$

Teniendo en cuenta que d es la distancia de la lente **L** a **M** con un valor igual a 60cm, y x' es igual a 15 cm; por lo tanto la imagen y' se forma a una distancia de **M**, igual a 45cm igual a d' .

Entonces, al ser el valor de x' inferior a 30 cm, podemos calcular el tamaño del **campo de observación (η)**, que será del mismo valor que para una lente de potencia dada. En nuestro caso, si tomamos la lente **L** de 5cm de diámetro, tenemos que \emptyset es igual a 5cm, para **D** igual a 20 dt y el valor x es 0,075 mtr podemos calcular el valor η , con la siguiente formula:

$$\eta = \frac{\emptyset}{x \cdot Dp}$$

Despejando obtenemos:

$$\eta = \frac{5}{0,075 \times 20} = 3,33 \text{ mm}$$

Por lo tanto nuestro campo de iluminación y observación, sobre el área retiniana fue de un diámetro de 3,33 mm, o sea aproximadamente 2 veces el diámetro de la papila.

Como el objeto r de **P**, se encuentra siempre a una distancia focal, entre **R** y **2R**, del radio de la lente Volk[®] double aspheric +20dt, la imagen y' , será siempre **una imagen real, invertida y de mayor tamaño**. Este campo puede ser aumentado, usando una lente **L** mayor o disminuyendo la distancia x , o aumentando x' .

Para obtener una plena iluminación del campo r de **P**, hay que considerar el diafragma, de las dos aberturas siguientes: orificio **T** del espejo de iluminación y el de la pupila de entrada de **M**. El diafragma de **T**; es el diámetro a través de **L** de una abertura **T'** que se encuentra en el plano de la pupila de **P** y los conos de los rayos a considerar se apoyan, por una parte, en el borde de **L** y por otra parte en **T'**. Como x es bastante grande con relación a las dimensiones de **T'**, estos campos son ligeramente más pequeño que el campo calculado anteriormente.

De tal forma, el área de observación se corresponde con una circunferencia, donde el área esta dado por la formula de **Área del Círculo**:

$$\text{Área} = \pi \cdot r^2 = 3,1416 \times 1,665^2 = 8,709 \text{ mm}^2$$

Así que, el área del campo de observación es de 8,709 mm²

b. Cálculo del tamaño de la imagen retiniana observada

La ley de Snell¹⁶ gobierna la refracción de los rayos de luz cuando pasan de un medio a otro. La interfase entre los medios se conoce como superficie refringente. La ley de Snell cuantifica la cuantía en que se curvan los rayos de luz al pasar de un medio a otro. La cantidad de curvatura se compara con una línea imaginaria perpendicular a la superficie refractaria. El cálculo del aumento de la imagen observada –fondo ocular del paciente- se calcula de la siguiente forma:

Teniendo en cuenta, nuevamente, la figura 96, sí **D_v**, es la potencia de la lente oftalmoscópica, que en nuestro caso es +20 dioptrías y **D_p** es la potencia ocular, determinada por Gullstrand¹²² en +60 dioptrías (Ver capítulo I, apartado 2.2.1, literal a); y los signos: donde **x** será negativo y **x'** positivo, ya que en física óptica se considera que la luz va de derecha a izquierda. Calculamos que la imagen **y'** estará a **30 cm** de **M**, el aumento será la inversa de la relación de una dimensión **y** de la retina de **P** con su imagen **y'** dada por el sistema: ojo de **P** + lente **L**. Si suponemos que **P** es emétrope, aplicando la ley de Snell, se obtiene:

$$-\frac{y'}{y} = \frac{D_p}{D_o} = \frac{60}{20} = 3,0$$

valor muy similar al obtenido por nosotros en capítulo IV, apartado 1.4.2, literal a:

$$\eta = \frac{5}{0,075 \times 20} = 3,33 \text{ mm}$$

c. Cálculo de la magnificación de la imagen retiniana observada

En el capítulo IV, apartado 1.3, hemos dicho que la lente Volk[®] double aspheric tenía un poder de magnificación de 2.61x, valor proporcionado por el fabricante, para el punto focal de la lente.

A continuación calcularemos el **valor de magnificación** de la imagen **y'**, producida por una lente de $\varnothing = 5\text{cm}$, **D_v** = +20dt, y **R** = 52,33mm, enfocada sobre un área retinal de valor **y** = 3,3mm, localizada a **x** = 7,5cm.

Considerando que la lente Volk[®] double aspheric, es una lente biconvexa. Las superficies que la constituyen tienen radios de curvatura **R₁** y **R₂** respectivamente. Con índice de refracción de **n** = 1,5 y que el medio que la rodea es aire, con **n** = 1. El espesor de la lente es de 1,47 cm, lo que nos permite considerar las distancias desde el **centro óptico** de la lente **c**.

Teniendo en cuenta la figura 98, podemos deducir la fórmula de Gauss⁴⁷ para calcular el poder de magnificación de una lente. Sí, desde el objeto y , que se halla a una distancia x del centro óptico c , parten rayos luminosos que llegan a la superficie de la lente, sufriendo una primera refracción que hace que pasen por R' , situado a una distancia x' de c . La imagen será **real, invertida y de mayor tamaño**, en y' .

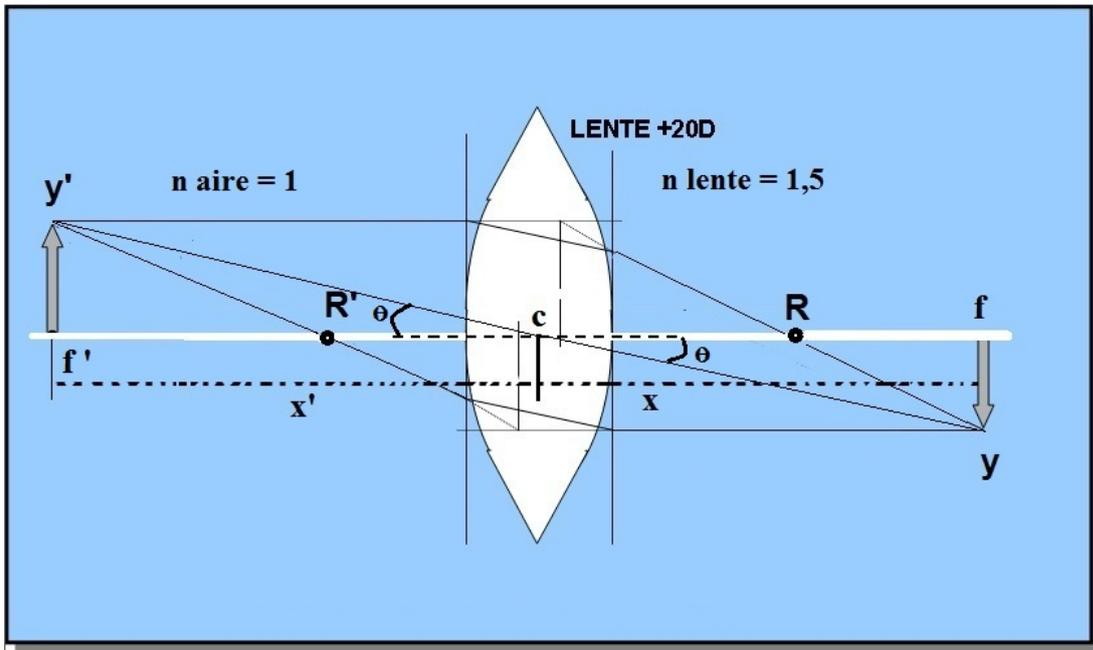


Figura 98. Potencia Cardinal o de Gauss, la magnificación de una lente esta en íntima relación con su poder dióptrico, su longitud focal y la posición del objeto sobre el eje óptico.

Aplicando la **ecuación del dióptrico esférico** tenemos que:

$$1/x + n/x' = (n - 1)/R'$$

Sin embargo la imagen no se forma en dicho punto porque los rayos sufren una refracción interna en la lente, para converger finalmente en R' , formándose la imagen a una distancia x' de c . Siempre y cuando la segunda refracción sea en el aire, donde $n=1$. Así tenemos que la ecuación será:

$$n/x' + 1/x = (1 - n)/R$$

Según el convenio de signos usado en refracción las distancias objeto (x y x') son positivas en el lado de incidencia, mientras que las distancias imagen son negativas. Por lo que la ecuación para la segunda superficie puede escribirse así:

$$n/(-x) + 1/x = (1 - n)/R'$$

Sumando las dos ecuaciones tenemos:

$$1/x + n/x' = (n - 1).(1/R - 1/R')$$

Esta formula se conoce como la **ecuación del fabricante de lentes**.

Podemos expresar esta ecuación en función de la distancia focal de la lente. Como ya sabemos, la lente de Volk[®] tiene dos distancias focales: objeto e imagen. La primera se obtiene haciendo $x' = \infty$ y entonces $x' = f'$. La segunda distancia focal (objeto) se halla en $x = \infty$ y entonces $x = f$. Al sustituir en cualquiera de los dos casos la expresión obtenida es la misma. Esto quiere decir que **en las lentes, la distancia focal objeto e imagen valen lo mismo**. Es decir, que podemos escribir:

$$f = f' \quad \text{de tal forma que:} \quad 1/f = (n - 1).(1/R - 1/R')$$

ecuación del fabricante de lentes en función de la distancia focal. Comparando las dos expresiones del fabricante de lentes se obtiene:

$$1/x + n/x' = 1/f$$

que es la **fórmula gaussiana de las lentes**⁴⁷.

Según la figura 97, si utilizamos la aproximación paraxial, tenemos que:

$$\theta = y'/x' \quad \theta = y/x \Rightarrow y'/x' = y/x \Rightarrow y'/y = x'/x$$

Por lo tanto, teniendo en cuenta la potencia de la lente (Dv), la formula final será:

$$\frac{y'}{y} = \frac{X' + Dv}{-X}$$

Un aumento con valor negativo significa que la imagen resultante es invertida. Si **P** es amétrope, el aumento depende de **x**. El objeto **y**, a través del ojo **P** sin acomodar, da en la retina una imagen **y'**.

Despejando, a partir de la formula Gaussiana de las lentes obtenemos el valor de **y'**.

$$\frac{y'}{3,33} = \frac{150 + 20 dt}{-75}$$

donde:

$$y' = \frac{170}{-75} \cdot 3,33 = -7,548 \text{ mm}$$

El valor de y' es negativo, por lo tanto se trata de una imagen **invertida, de mayor tamaño**, y se considera **real**, porque se produce al otro lado del objeto y de la lente.

El **coeficiente de magnificación**, para esta lente pudo ser calculado con la siguiente formula:

$$Mg = \frac{y'}{y}$$

De donde el valor de **Mg** fue:

$$Mg = \frac{y'}{y} = \frac{7,548}{3,33} = 2,27x$$

La imagen y' percibida por el observador **M**, de la retina r de **P**, tiene una **magnificación** de **2,27x**. Aplicando el índice de corrección dado por $n=1$ en el aire, $n'=1,5$ en la lente y el espesor de la lente igual a 1,48cm, obtenemos:

$$Mg_{final} = Mg + \frac{n' - n}{1,48 \text{ cm}} \Rightarrow Mg_{final} = 2,27 + \frac{1,5 - 1,0}{1,48 \text{ cm}} = 2,617x$$

Este valor es igual al valor aportado por el fabricante (2,62x) para la lente Volk® double aspheric y al valor calculado en Capítulo IV, apartado 1.3;

Para finalizar este apartado, en la figura 99, podemos ver todos los valores calculados para la lente usada con el PAM, y sus características ópticas desde el punto de vista del observador. La oftalmoscopia indirecta nos permitió una visión en conjunto del fondo de ojo, gracias a la ayuda de una lente oftalmoscópica de +20D, colocada a corta distancia del ojo del paciente. Teniendo en cuenta que la imagen observada del fondo del ojo, es una imagen real e invertida. Y en la TABLA XI, podemos ver el resumen de las formulas calculadas para demostrar el principio óptico del MAP.

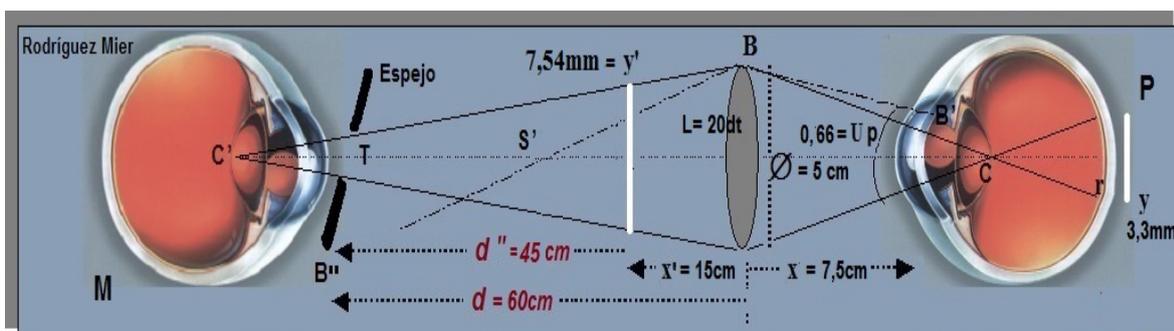


Figura 99. Resumen de los valores y características ópticas de la oftalmoscopia indirecta aplicado al MAP. Se corresponde con la figura 96.

TABLA XI
RESUMEN DE FORMULAS DEL PRINCIPIO OPTICO DEL PROYECTOR MACULAR

APLICACION	DETALLES	FORMULA
CAMPO DE OBSERVACIÓN	<p>El tamaño del campo de observación (η), que será del mismo valor que para una lente de potencia dada. En nuestro caso, si tomamos la lente L de 5cm de diámetro, tenemos que \emptyset es igual a 5cm, para D igual a 20 dt y el valor x es 0,075 podemos calcular el valor η. Por lo tanto nuestro campo de iluminación y observación, sobre el área retiniana fue de 3,33.....mm, equivalente a un área de 8,709 mm² Capitulo IV, apartado 1.4.2, apartado a.</p>	$\eta = \frac{\emptyset}{x \cdot Dp}$ $\text{Área} = \pi \cdot r^2 = 3,1416 \times 1,665^2 = 8,709 \text{ mm}^2$
CALCULO DE LA IMAGEN RETINIANA	<p>Aplicando la ley de Snell; podemos comprobar el tamaño de la imagen retiniana observada por el médico, que debería ser similar al valor del diámetro del CAMPO DE OBSERVACIÓN (η). Si Dv, es la potencia de la lente oftalmoscópica, que en nuestro caso es +20 dioptrías y Dp es la potencia ocular, determinada por Gullstrand en +60 dioptrías. Capitulo IV, apartado 1.4.2, apartado b.</p>	$-\frac{y'}{y} = \frac{Dp}{D_o} = \frac{60}{20} = 3,0$
MAGNIFICACIÓN DE LA IMAGEN RETINIANA	<p>A partir de la ecuación de lentes: $1/x + n/x' = (n - 1).(1/R - 1/R')$ Obtenemos la ecuación del fabricante de lentes en función de la distancia focal: $1/x + n/x' = 1/f$, que es la fórmula gaussiana de las lentes. Además, debemos tener en cuenta la potencia de la lente (Dv). Capitulo IV, apartado 1.4.2, apartado c.</p>	$\frac{y'}{y} = \frac{X' + Dv}{-X}$
COEFICIENTE DE MAGNIFICACIÓN	<p>Conociendo el valor de y y y' podemos calcular el coeficiente de magnificación. El valor de y' es negativo, por lo tanto se trata de una imagen invertida, de mayor tamaño, y se considera real, porque se produce al otro lado del objeto y de la lente. Capitulo IV, apartado 1.4.2, apartado c.</p>	$Mg = \frac{y'}{y}$
MAGNIFICACIÓN FINAL	<p>La imagen y' percibida por el observador M, de la retina r de P, tiene una magnificación de 2,27x. Aplicando el índice de corrección dado por n=1 en el aire, n'= 1,5 en la lente y el espesor de la lente igual a 1,48cm. Capitulo IV, apartado 1.4.2, apartado c.</p>	$Mg_{\text{final}} = Mg + \frac{n' \cdot n}{1,48 \text{ cm}}$

1.6 CARACTERÍSTICAS DE LOS TRES EQUIPOS.

El MAP (Macular Projection) es considerablemente más económico, fácil de transportar y su utilización es muy fácil para un oftalmólogo habituado a la realización de oftalmoscopia indirecta. Características que pueden hacer de su uso un procedimiento rutinario en la consulta (Fig 100).



Figura 100. El MAP es adaptado a una lupa de Oftalmoscopia indirecta, por lo tanto su curva de aprendizaje es muy fácil.

Su bajo costo lo hacen de gran utilidad para ser implantado en lugares con reducidos recursos en la economía del gasto en salud pública. Permitiría el filtrado de pacientes que serán sometidos a cirugía de catarata; seleccionando y priorizando sobre aquellos con probabilidad de mejoría en la agudeza visual (Tabla XII).

CARACTERÍSTICAS DE CADA UNO DE LOS EQUIPOS

EQUIPO	PESO / VOLUMEN	PUPILA DILATADA	ACCESORIO	COSTO
MAP	15 gr / 4,5 cc	Si	Oftalmoscopio indirecto	110 E
PAM	2300 gr / 3620 cc	Si	Lámpara de Hendidura	3150 E
Retinometro	300 gr / 324 cc	Si	Mango	915 E

TABLA XII. Características de cada uno de los equipos

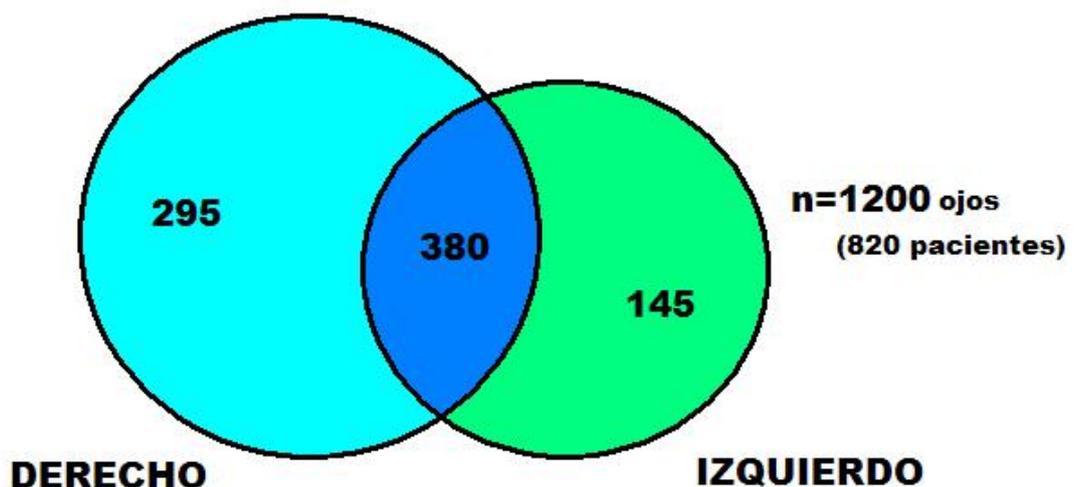
2. RESULTADOS ESTADISTICOS

Operamos 1.200 ojos de pacientes con cataratas y sin ninguna otra patología ocular asociada. Para poder determinar la Agudeza visual potencial preoperatoriamente, usando los siguientes equipos: El Guyton-Minkowski® PAM, el Retinometro Heine Lambda 100® y el Sistema de Proyección Macular (MAP) diseñado.

Durante un periodo de cuatro años, entre 2004 y 2008, se estudiaron un total de 820 pacientes, 1200 ojos, afectados de catarata con opacidad cristalínea igual o mayor a 3 (Igual o mayor NO-NC3, C3, P3), según el Lens Opacities Classification System III (LOCS III)²⁶³. El C-Quant, clasificó los pacientes en cuatro grupos, que veremos más adelante en 2.3 Catarata Agudeza Visual y su Clasificación. Las tablas de datos se pueden ver en el **ANEXO IV**.

Trescientos ochenta (380) pacientes fueron operados de ambos ojos, doscientos noventa y cinco (295) de ojo derecho y ciento cuarenta y cinco (145) ojo izquierdo. Un total de mil doscientos (1200) ojos, 675 ojos derechos y 525 ojos izquierdos (Gráfica 1).

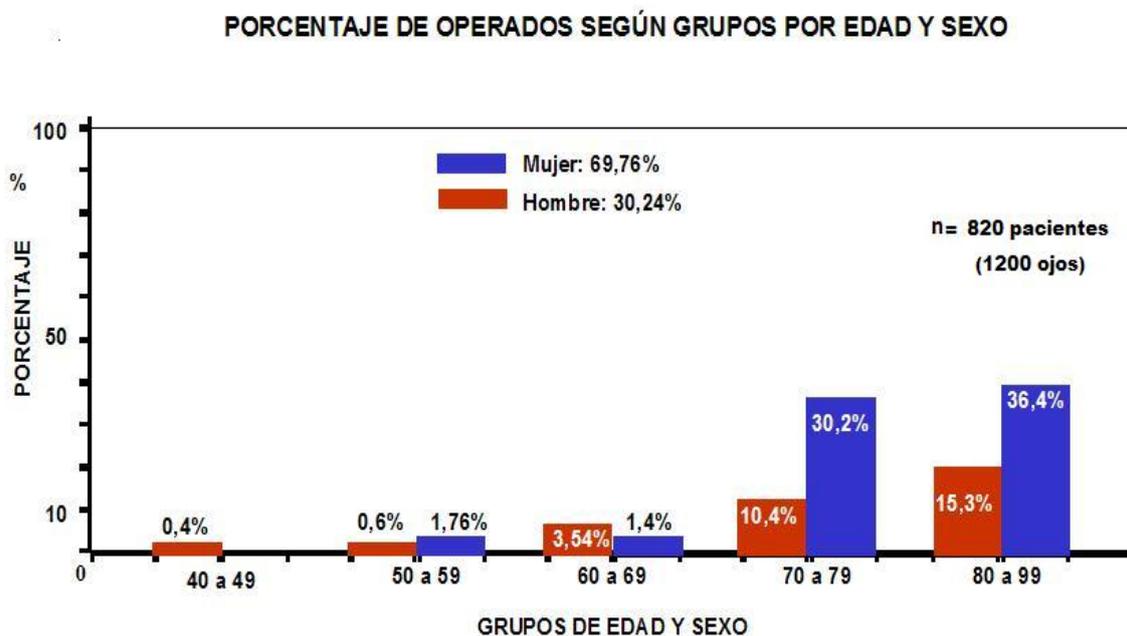
TOTAL DE OJOS Y PACIENTES OPERADOS



Gráfica 1. Fueron operados un total de 820 pacientes, de los cuales 380 fueron operados de ambos ojos. 295 pacientes de ojo derecho y 145 de ojo izquierdo

2.1 CLASIFICACIÓN DE PACIENTES POR EDAD Y SEXO

El promedio de edad de los 820 pacientes fue de $69,43 \pm 20$ años (rango 45 a 93 años). Quinientos setenta y dos (572) pacientes (69,76%) fueron mujeres y doscientos cuarenta y ocho (248) pacientes (30,24%) hombres; sin una explicación al respecto, excepto en la franjas entre 40-49 y 60-69, donde fue mayor para los hombres, creemos que debido a que eran conductores profesionales, se veían en la obligación de mantener una excelente agudeza visual, su futuro profesional dependía de ello (Gráfica 2).



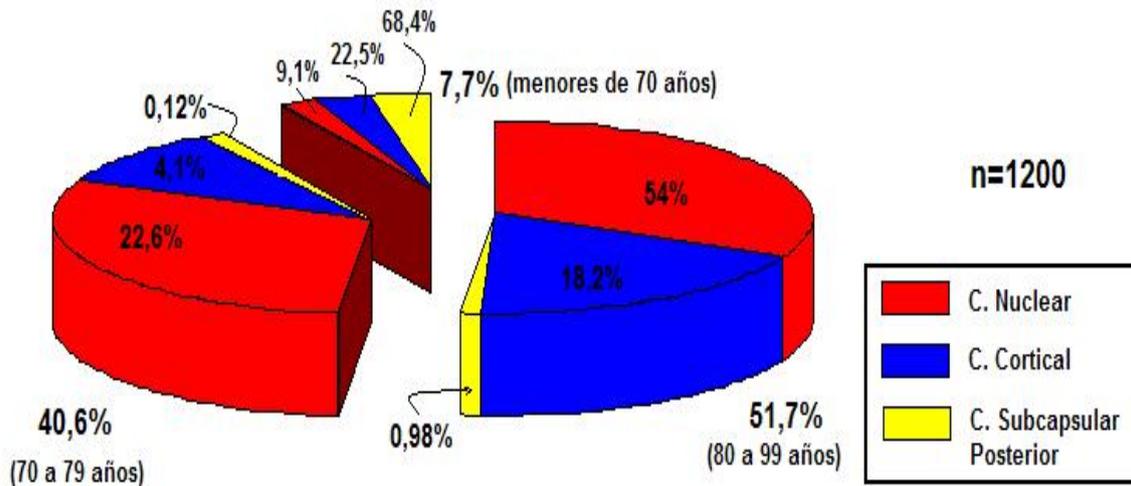
Gráfica 2. Porcentaje de pacientes operados según grupos de edad y sexo. Al mayor porcentaje se corresponde al grupo de edad entre 70 y 99 años de edad.

Queda claro, que la prevalencia de la catarata senil esta íntimamente relacionado con la edad, siendo en el grupo de edad de 80 a 99 años con el 51,7%, en segundo lugar el grupo de edad de 70 a 79 años con el 40,6%, para un total del 92,3%. Igualmente las cataratas nucleares fueron las más características en estos grupos de edad con el 76,6%, seguidas de las corticales en el 22,3% y solo el 1,1% para las Subcapsulares posteriores.

La prevalencia disminuye considerablemente y se invierte en los grupos de edad menores de 70 años, donde solo la prevalencia fue del 7,7%. Donde las cataratas subcapsulares posteriores fueron las más características con el 68,4%, las corticales el 22,5% ocuparon el segundo lugar y, las nucleares con el 9,1% el

tercer lugar. Siendo más frecuentes estas últimas entre el grupo de edad de 60 a 69 años, con un 7,3% (Gráfica 3). No encontramos una relación entre el tipo de catarata y la actividad desempeñada.

GRUPOS DE EDAD Y PREVALENCIA DE LAS CATARATAS SEGÚN EL TIPO



Gráfica 3. Grupos de edad y prevalencia de las cataratas según el tipo de clasificación LOCS III: Nuclear, Cortical y Subcapsular posterior.

2.2 CLASIFICACIÓN DE PACIENTES POR ACTIVIDAD DESEMPEÑADA

La visión funcional, es aquella que utilizamos en nuestra vida diaria. Es reconocer rostros, identificar las cosas con distintos grados de iluminación, ver una señal de tráfico o ver un escalón o una alfombra doblada en condiciones de mala iluminación. Para una persona, aunque jubilada, la disminución de la visión puede tener graves problemas visuales con repercusión en sus labores habituales, transformándose en un sujeto de alto riesgo de incapacidad, enfermedad y muerte. Y aún los problemas se agravan más en una persona en edad laboral. Cuanto más intensa sea la pérdida de visión funcional más afectará a su calidad de vida. Existen unas variables que van a condicionar una diferente repercusión en la vida diaria, ya que la pérdida de visión no influye de la misma manera en toda las personas.

Las cataratas seniles como su nombre lo dice, afectan principalmente a personas mayores. El 94,4% (774 personas eran jubiladas o pensionistas) y el 5,6% (46 personas) aún trabajaban. Independientemente de estar jubilado o no, las actividades diarias de una persona deben continuar desempeñando alguna función en el desarrollo y crecimiento social. Teniendo en cuenta que clasificar a

los pacientes en solo estos dos grupos no reflejaría la realidad social, ni la importancia de la visión funcional para su autonomía, decidimos clasificarlos en seis grupos según la actividad social desempeñada:

Actividades de Hogar y limpieza 369 pacientes (45%), ha sido el grupo de mayor número de personas, teniendo en cuenta que es mayor el número de mujeres operadas, que hombres; a pesar de estar jubiladas continúan con sus actividades de hogar, o trabajaban en la limpieza de casas.

Actividades de Ocio 172 personas (21%), personas bien sean pensionistas o jubiladas dedican el tiempo a participar en reuniones en centros de mayores, hobbies: hacer maquetas, pequeñas actividades de costura y bordado, cultivo de huertos caseros, etc.

Agricultores 130 pacientes (16%), son personas o bien jubiladas o que continuaban trabajando la tierra, bien como propietario o empleado; conducían tractores, manejaban maquinaria agrícola o eran recolectores.

Actividades de despacho y ordenador en 82 pacientes (10%), son pacientes que continuaban desempeñando sus trabajos de despacho como abogados, médicos, arquitectos, sin jubilarse. Con lo cual requerían una buena agudeza visual.

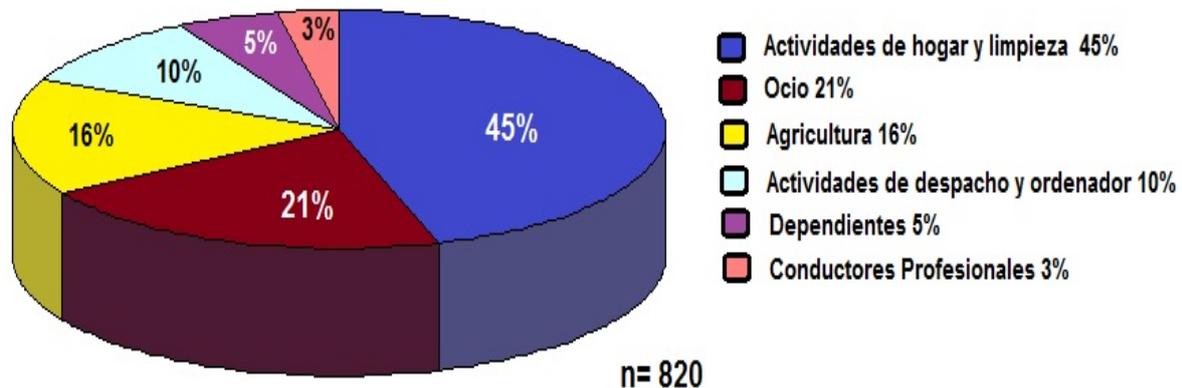
Con Vida Dependiente 40 pacientes (5%). Las enfermedades asociadas tienen una gran trascendencia, 3% de las personas tenían problemas de desplazamiento y deambulación, 1% tenían Alzheimer moderado y 1% con secuelas de accidentes cerebrovascular que le impedía deambular. A pesar de que requerían compañía o asistencia social, desempeñaban alguna actividad de entretenimiento, que les hacía sentirse útil. Por lo tanto el hecho de presentar catarata, disminuía la calidad visual y conllevaba a una peor calidad de vida, y aún más en pacientes con catarata bilateral. Todos estos pacientes presentaban integridad de su capacidad psíquica.

Conductores profesionales 27 pacientes (3%). Todos estos pacientes se correspondían con el grupo de edad más joven del estudio: Taxistas, camioneros, conductores de autobús o transportistas (Gráfica 4)

Es evidente que no es lo mismo vivir solo que acompañado y aún viviendo solos, muchos de nuestros pacientes conocían perfectamente su hábitat y realizan una vida independiente (95%) de los mayores de 70 años. También influye el estilo de vida que lleva el paciente. De los pacientes mayores de 65

años, había un 89% de ellos que salían a pasear a diario, y un 11% que no salía de su domicilio, si no era con compañía. Para todos estos pacientes la visión y la calidad de esta, era importante para sentirse integrados socialmente, y sobre todo independientes, aún teniendo algún grado de dependencia.

CLASIFICACIÓN DE PACIENTES POR ACTIVIDAD DESEMPEÑADA



Gráfica 4. Clasificación de los pacientes por actividad desempeñada, sin importar que estén jubilados o no. Se incluye un grupo de pacientes con "Vida dependiente".

2.3. CATARATA, AGUDEZA VISUAL Y SU CLASIFICACIÓN

El valor de agudeza visual, no se correspondió con el grado subjetivo de la pérdida visual ocasionado por la catarata, pero si íntimamente relacionado con el tipo de C-Quant.

DISTRIBUCIÓN DE PACIENTES SEGÚN EL TIPO DE CATARATA Y AGUDEZA VISUAL PREOPERATORIA

GRUPO	OJOS (n)	BCVA PRE (Promedio)	EXTREMOS (0,05 - 0,8)	VALOR \bar{R} RANGO	MEDIO RANGO
NO-NC 3	50	0,5	0,05 - 0,7	0,65	0,38
NO-NC 4	123	0,3	0,1 - 0,5	0,40	0,30
NO-NC 5	133	0,6	0,1 - 0,8	0,70	0,45
NO-NC 6	162	0,5	0,2 - 0,7	0,50	0,45
C 3	98	0,6	0,05 - 0,8	0,75	0,43
C 4	96	0,3	0,05 - 0,5	0,45	0,30
C 5	135	0,2	0,1 - 0,5	0,40	0,30
P 3	102	0,5	0,1 - 0,6	0,50	0,35
P 4	145	0,2	0,05 - 0,5	0,45	0,30
P 5	156	0,3	0,05 - 0,5	0,45	0,30
VALORES	1200	0,43	0,05 - 0,8	0,53	$\pm 0,38$

TABLA XIII. Los pacientes fueron clasificados en diez grupos teniendo en cuenta el tipo de catarata y la clasificación LOCS III.

Hemos podido comprobar que los paciente a pesar de no tener una opacificación cristalínea significativa, deseaban operarse. El 64% de los pacientes clasificados como NO-NC3, C3 y P3 y agudezas visuales iguales o mejor a 0.5 deseaban mejorar su agudeza visual, la Agudeza visual corregida preoperatoria fue $0,43 \pm 0,38$ (rango 0,05 a 0,8). (TABLA XIII).

El C-Quant de estos pacientes, se correspondía con valores de una catarata y un compromiso significativo de la visión, que los clasificaba como Tipo II, III y IV. El 46% restante, correspondió a pacientes que desearon operarse el segundo ojo después de valorar los buenos resultados del primer ojo, C-Quant fue Tipo I, II y III. Según el grado de dispersión lumínica y la degradación de la imagen proyectada en la retina, el C-Quant los clasificó en tres tipos, sin diferencias estadísticamente significativas:

CLASIFICACION C-QUANT

C-Quant	Tipo I	Tipo II	Tipo III	Tipo IV
TOTAL	333	347	286	234

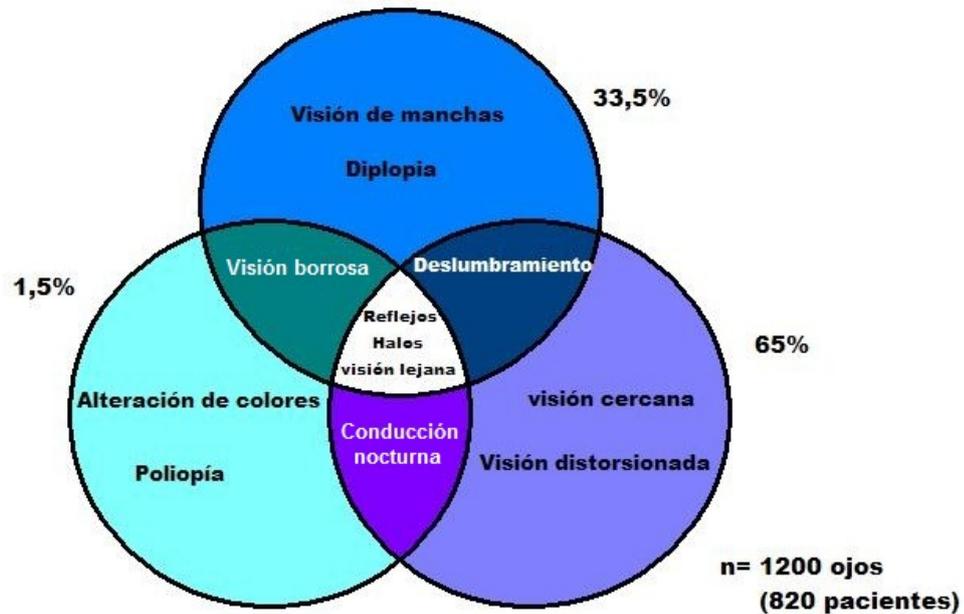
n= 1200 ojos

Por normativa, en nuestra institución no realizamos cirugía binocular de la catarata en un mismo acto operatorio. En el caso de 20 pacientes (20 ojos), acortamos el tiempo de intervención del segundo ojo entre 21 y 45 días, porque presentaban una anisometropía y aniseiconía como consecuencia de la emetropia o disminución del defecto refractivo en el ojo contralateral ya operado. A pesar de que la agudeza visual era 0,6 o mejor, pero cumplían los criterios de inclusión por densidad de la catarata.

2.4 SINTOMAS REFERIDOS POR LOS PACIENTES

Los principales síntomas derivados de la opacificación del cristalino y que fueron referidos por nuestros pacientes, fueron: Visión de manchas, visión distorsionada, visión borrosa, dificultad para la conducción nocturna, diplopía monocular, poliopía, visión de halos coloreados, visión de reflejos o deslumbramiento, disminución de la visión lejana, y disminución de la visión cercana. Todos estos síntomas se manifestaban bien de forma separada o combinados entre ellos; siendo el común denominador para todos los pacientes, la visión de reflejos, halos y disminución de la visión lejana (Gráfica 5).

SINTOMAS REFERIDOS POR LOS PACIENTES



Gráfica 5. Los síntomas referidos por los pacientes son múltiples y relacionados con el compromiso ligado a su trabajo o pasatiempos.

- El 23,6% de los pacientes se quejaban de visión de “manchas” fijas ante los ojos, no se mueven de manera continua como las miodesopsias, sino que conservaban su lugar relativo en el campo visual con el ojo en distintas posiciones. En estos pacientes fue de vital importancia descartar la degeneración macular, entre otros. Para poderlos incluir en el estudio.
- Visión distorsionada en solo 0,92% de los pacientes.
- Visión borrosa en el 96,7%, disminución de la visión cercana en solo 38% de los pacientes, disminución de la visión lejana en 89%.
- Dificultad para la conducción nocturna en el 35,6%
- Solamente un 14% referían diplopía monocular y la poliopía binocular, visión doble o triple de un objeto con un solo ojo, debido a la refracción irregular del cristalino por lo que se forman varias imágenes de cada objeto, solamente en el 1,8% de los pacientes.
- Visión de halos coloreados en el 88,7% de los pacientes, y 14% visión de reflejos. El 99,8% de los pacientes manifestaban un cambio de apreciación de los colores, lo cual está dado porque se absorben los rayos con menor longitud de onda; los rojos se acentúan y las otras gamas tienden a atenuarse o volverse opacos.

2.5 SINTOMAS VISUALES SEGÚN TIPO DE LA CATARATA

La densidad y característica de la catarata estuvo directamente relacionada con la agudeza visual central, el deterioro depende de la densidad y localización de la opacidad:

- En el 25% de los pacientes con catarata periférica, como en la catarata senil cortical, la visión mejoraba si la pupila se contraía con la luz brillante. Por eso, estos pacientes referían dificultades en la conducción nocturna.
- Mientras que en el 98% de los pacientes con opacidad central, el deterioro visual se manifestó de forma muy temprano, y el paciente veía mejor cuando la pupila se dilataba. Fenómeno, referido por los pacientes durante la exploración oftalmológica.
- En algunos de nuestros pacientes, las cataratas corticales posteriores disminuyeron la visión central de manera inversamente proporcional con el grado de opacidad que se observaba. El 23,5% de los pacientes con Catarata cortical posterior, aquejaron disminución de la visión en la lectura, y visión distorsionada.
- Cuando la escleriosis nuclear es importante, los cambios en el índice de refracción producen miopía progresiva, por este motivo muchos de nuestros pacientes 26,7%, podían leer de nuevo sin ayuda de sus gafas. Esta mejoría para cerca la consideraban positiva. Sin embargo la pérdida visual para conducir les obligaba a realizarse la operación. Por tal motivo, recomendamos que a estos pacientes se les debe informar muy bien que después de la cirugía de la catarata, deberán usar gafas para leer, o recomendarles la implantación de una lente multifocal.
- Los pacientes con cataratas subcapsulares posteriores se quejaban con deslumbramiento -destellos por luces brillantes-, más que los pacientes con otro tipo de cataratas. Siendo el síntoma principal con el 99% de pacientes con este tipo de cataratas.
- A pesar de que la agudeza visual es comparable en los tres tipos de catarata, los pacientes con catarata subcapsular posterior, tuvieron mayor alteración de la visión lejana y cercana que los pacientes con catarata cortical o nuclear, por tanto la catarata que ha demostrado un mayor descenso de la visión funcional es la subcapsular posterior (el 98,7%), haciendo necesaria una intervención más temprana que en los otros tipos de catarata.

2.6 ESTADÍSTICAS QUIRÚRGICAS

La cirugía de la catarata fue realizada por la técnica de facoemulsificación²⁹² y sin complicaciones, ni preoperatorias, intraoperatoria o postoperatoria; con implante de lente intraocular intrasacular. El promedio del tiempo intraoperatorio, incluyendo la facoemulsificación fue de $18\pm 4,1$ minutos (rango 12,4 a 31,6), dicho tiempo quirúrgico está íntimamente influenciado por el tiempo de la facoemulsificación; y a su vez, este relacionado con la dureza y características de la catarata (TABLA XIV).

TIEMPO QUIRURGICO SEGÚN EL TIPO DE CATARATAS

TIPO DE CATARATA	OJOS (n)	TIEMPO QUIRURGICO	RANGO
NO-NC3	50	$14\pm 3,3$ min	rango 10 a 32
NO-NC4	123	$15\pm 2,4$ min	rango 12 a 30
NO-NC5	133	$23\pm 3,9$ min	rango 15 a 40
NO-NC6	162	$25\pm 6,8$ min	rango 10 a 28
C3	98	$12\pm 3,6$ min	rango 12 a 28
C4	96	$16\pm 3,4$ min	rango 11 a 30
C5	135	$20\pm 5,8$ min	rango 12 a 38
P3	102	$13\pm 2,6$ min	rango 12 a 25
P4	145	$18\pm 3,7$ min	rango 15 a 28
P5	156	$24\pm 5,5$ min	rango 15 a 37
TOTAL	1200	$18\pm 4,1$ min	rango 10 a 38

TABLA XIV. Tiempo quirúrgico según el tipo de cataratas, por grupos.

Siendo las cataratas nucleares las que más tiempo de facoemulsificación requieren y por lo tanto más tiempo quirúrgico; y las subcapsulares las que menos como veremos en la TABLA XII. La recuperación total de la visión, con corrección, de los pacientes fue hacia el día $13\pm 3,8$ días (rango 9 a 18).

Es necesario tener en cuenta que en la cirugía de la catarata, la localización y anchura de la incisión determina la cantidad de astigmatismo inducido por la cirugía, por lo tanto las incisiones temporales, supero-temporales y las superonasales inducen menos astigmatismo que las incisiones realizadas a las 12:00 horas. Por lo cual siempre evitamos realizar la incisión para el faco, en la hora 12:00.

De los 820 pacientes, 1200 ojos, operados de catarata el 73% de los ojos (645 pacientes, 876 ojos) presentaban Astigmatismo que fue mejorado aplicando el nomograma de Lindstrom. Eran pacientes con un astigmatismo igual o superior

a -1,00 dioptría, o con un eje corneal más curvo que no podía ser abordado con la incisión de la facoemulsificación.

Cuando el eje más curvo del astigmatismo coincidía con la región superotemporal, utilizábamos la misma incisión quirúrgica de la facoemulsificación para corregir el astigmatismo; pero téngase en cuenta que solo es posible corregir astigmatismos hasta -1,00 dioptría. Este procedimiento fue aplicado para corregir el astigmatismo en el 27% (324ojos) (TABLA XV).

TIPO DE ASTIGMATISMO Y NÚMERO DE OJOS OPERADOS

OJOS (n=1200)	%	DIOPTRIAS	Incisiones
475	39,6%	1	Recta 1,3mm (ZO 7mm)
235	19,6%	1,5	Recta 1,5mm (ZO 7mm)
81	6,8%	2 a 2,75	2 Arcuatas de 45°
85	7%	3 a 3,50	2 Arcuatas de 60°
324	27%	1	Incisión quirúrgica

TABLA XV. El máximo poder astigmático que fue intervenido aplicando el nomograma de Lindstrom fue de menos 3,50 dioptrías.

A todos nuestros pacientes, se les practicó una incisión temporo-superior, o sobre el eje más curvo de 2,8mm con lo cual pudimos controlar el astigmatismo preoperatorio existente, sobre todo en aquellos pacientes con astigmatismo a favor de la regla, con valores entre -0,75 y -1,25 dioptrías.

Todos nuestros pacientes (100%) estuvieron muy satisfechos con el resultado quirúrgico de la facoemulsificación, y con el resultado visual obtenido. No tuvimos complicaciones intraoperatorias, ni postoperatorias.

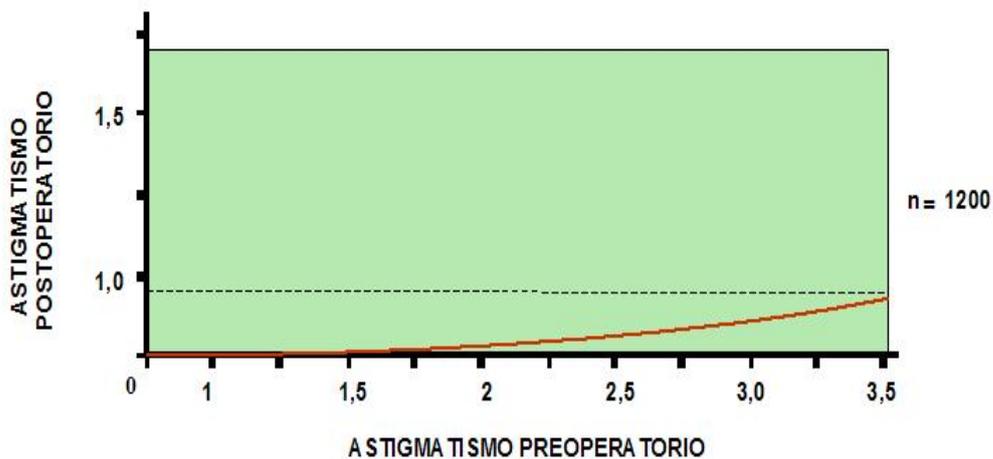
Con esta técnica pudimos eliminar o reducir considerablemente el astigmatismo de nuestros pacientes. Somos conscientes que la mejora refractiva del paciente repercutirá significativamente en los resultados visuales postoperatorios, y por lo tanto en los resultados estadísticos referentes a la determinación de la Agudeza Visual Potencial.

Aún hoy en la actualidad, la facoemulsificación sigue siendo la técnica de elección en la cirugía de la catarata; sin embargo con este procedimiento solo podemos corregir defectos refractivos esféricos, para mejorar o corregir el componente astigmático debemos hacer uso de otras técnicas quirúrgicas, como las incisiones anastigmáticas; sin embargo, dichas incisiones o la manipulación

de la incisión quirúrgica, no nos pueden garantizar una corrección del astigmatismo en todos los casos.

El grado de reducción del astigmatismo, fue directamente proporcional al grado de astigmatismo preexistente, pero teniendo en cuenta que a valores astigmáticos superiores a $-1,5$ dioptrías el grado de reducción no es total, se hace en progresión geométrica, donde el factor fue calculado en 0.89. Las incisiones anastigmáticas, tanto por compensación de la incisión quirúrgica de la facoemulsificación, como aplicando el nomograma de Lindstrom, son excelentes para compensar astigmatismos bajos, hasta $-1,5$ dioptrías; para valores superiores no fueron tan efectivas (Gráfica 6).

RELACION ASTIGMATISMO PREOPERATORIO vs. POSTOPERATORIO



Gráfica 6. En esta gráfica podemos observar la reducción del astigmatismo, en función del astigmatismo preoperatorio. El astigmatismo postoperatorio disminuye en progresión geométrica, a mayor astigmatismo menor es la reducción, el factor de reducción fue calculado en 0,89.

3. VALORACIÓN DE LAS AGUDEZAS VISUALES POTENCIALES OBTENIDAS vs. LA AGUDEZA VISUAL POSTOPERATORIA.

Hemos valorado la Sensibilidad y Especificidad para determinar la agudeza visual potencial, así como la fiabilidad y capacidad predecible de los equipos. Tanto de forma individual, para cada uno de ellos; como de forma conjunta. A continuación analizaremos cada uno de estos aspectos.

3.1 SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD DEL PROYECTOR MACULAR (MAP), DEL GUYTON-MINKOWSKI® PAM y EL RETINOMETRO HEINE LAMBDA 100®.

Demostramos que el sistema diseñado de Proyección Macular (MAP) es tan eficaz como el sistema Guyton-Minkowski® PAM y el Retinometro Heine Lambda 100®; comparando su Sensibilidad y Especificidad.

El estudio de la muestra de pacientes, con los datos obtenidos nos permitieron clasificarlos en función de dos valores: la Agudeza Visual Potencial – determinada preoperatoriamente- y la Agudeza Visual postoperatoria, teniendo en cuenta la mejor agudeza visual corregida. Así, enfrentando los dos valores: el de la prueba diagnóstica y el estado final; el resultado de la prueba puede ser correcto: verdadero positivo (VP) y verdadero negativo (VN); o incorrecto: falso positivo (FP) y falso negativo (FN). Aplicando las siguientes formulas:

$$\text{Especificidad} = \frac{VN}{VN + FP}$$

$$\text{Sensibilidad} = \frac{VP}{VP + FN}$$

Determinamos, que la sensibilidad de cada uno de los test para determinar la Agudeza Visual Potencial, se consideró como la probabilidad de obtener un resultado positivo, conocido como “fracción de verdaderos positivos (FVP)”. Mientras, que la especificidad de cada uno de los test para determinar la Agudeza Visual Potencial, se consideró como la probabilidad de obtener un resultado negativo, ó “fracción de verdaderos negativos (FVN)”. El análisis de su validez pudo obtenerse calculando los valores de sensibilidad y especificidad, aplicando las curvas de ROC. A continuación exponemos los resultados:

3.1.1 Proyector macular MAP

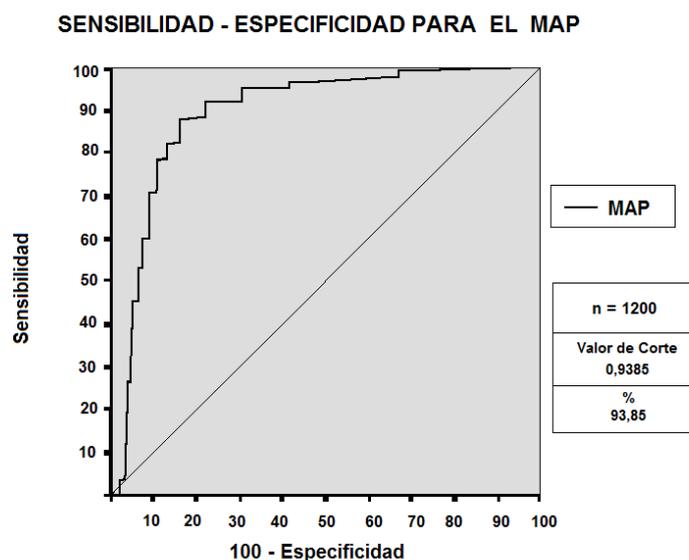
El MAP ha demostrado ser muy sensible y específico en la determinación de la Agudeza visual Potencial en pacientes con cataratas. Los valores de verdaderos positivos fueron 1023 ojos y los verdaderos negativos fueron de 32 ojos. Los falsos positivos, hacen referencia a aquellos valores de Agudeza Visual Potencial, que fueron superiores a la realidad, con FP= 80. Los falsos negativos hacen referencia a aquellos valores de Agudeza Visual Potencial, que fueron inferiores a la realidad, con FN=65. La sensibilidad fue calculada en FVP= 0.9402 y la especificidad en FVN= 0,285.

SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD DIAGNOSTICA PARA EL MAP

TEST	Verdaderos Positivos (VP)	Verdadero Negativo (VN)	Falso Positivo (FP)	Falso Negativo (FN)	SENSIBILIDAD (FVP)	ESPECIFICIDAD (FVN)
MAP	1023	32	80	65	0.9402	0,285

n= 1200

La curva ROC se obtuvo representando, para cada posible elección de valor de corte, siendo el promedio para el MAP de 0,9402 (94,02%), con una t de student de $p=0,00121$. La curva ROC nos proporcionó un buen índice de la capacidad del MAP como prueba diagnóstica. Siendo muy útil para seleccionar umbrales de decisión (puntos de corte entre los resultados positivos y negativos de la prueba), como puede verse en la gráfica 7.



Gráfica 7. Curva ROC correspondiente a la distribución de los resultados de la Agudeza visual potencial determinada por el Equipo MAP, el valor de corte se determinó en 93,85%.

3.1.2 EL GUYTON-MINKOWSKI® PAM

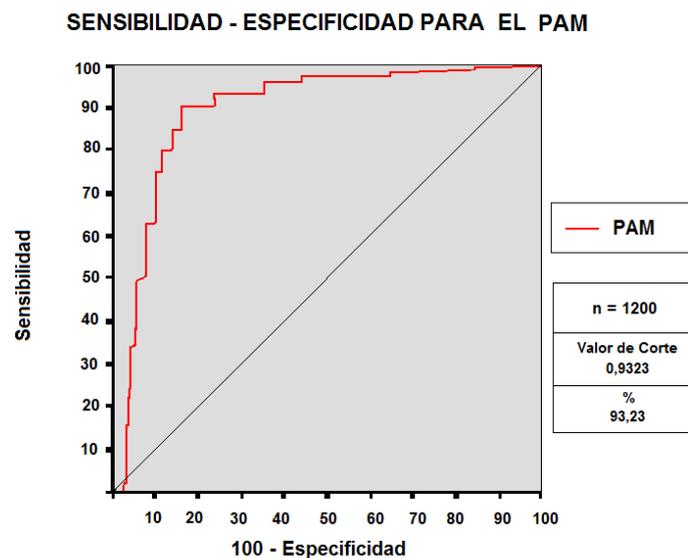
Los resultados estadísticos para el PAM, nos permitieron calcular su sensibilidad y especificidad, en función de los valores de verdaderos positivos estimados en 1012 ojos y los verdaderos negativos en 30 ojos. Los falsos positivos, con FP= 86. Los falsos negativos en FN=72. De tal forma que la sensibilidad fue FVP= 0.9335 y la especificidad FVN= 0,258.

SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD DIAGNOSTICA PARA EL PAM

TEST	Verdaderos Positivos (VP)	Verdadero Negativo (VN)	Falso Positivo (FP)	Falso Negativo (FN)	SENSIBILIDAD (FVP)	ESPECIFICIDAD (FVN)
MAP	1012	30	86	72	0.9335	0,258

n= 1200

La curva ROC se obtuvo representando, para cada posible elección de valor de corte, siendo el promedio para el PAM de 0,9335 (93,35%), gráfica 8. Aunque la curva ROC nos proporcionó un buen índice de la capacidad del MAP como prueba diagnóstica, se puede observar que la especificidad tiende a desplazarse hacia la derecha entre mayor es la especificidad; buscando el motivo, los puntos de corte de los valores negativos de la prueba están dados por el incremento de los falsos negativos, principalmente dados por los pacientes con cataratas corticonucleares densas NO-NC6 y C5, en un 68,3%, siendo un valor muy alto ($p=0,345$). Sin embargo, el test en general ha demostrado que el equipo es altamente sensible en 0.9323 con una t de student de $p=0,00122$.



Gráfica 8. Curva ROC correspondiente a la distribución de los resultados de la Agudeza visual potencial determinada por el Equipo PAM, el valor de corte se determinó en 93,23%.

3.1.3 EL RETINOMETRO HEINE LAMBDA 100®

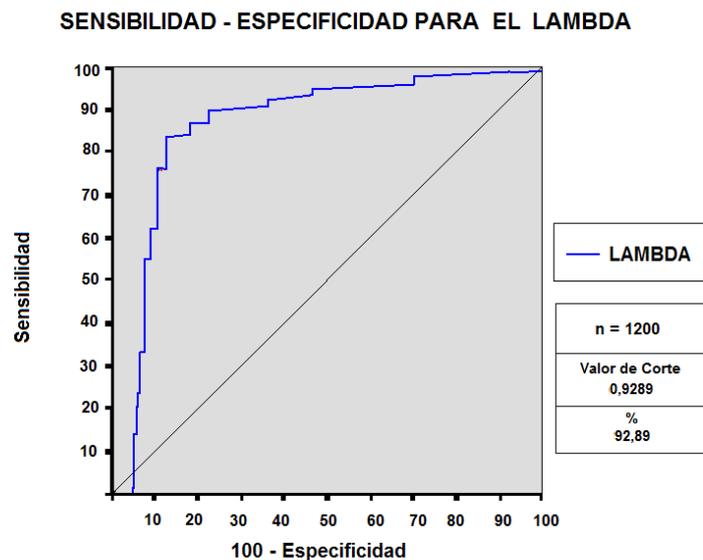
El LAMBDA ha demostrado ser sensible, pero poco específico en la determinación de la Agudeza visual Potencial en pacientes con cataratas. Los verdaderos positivos fueron 980 ojos y los verdaderos negativos fueron de 30 ojos. Los falsos positivos, se calcularon en FP= 115. Los falsos negativos hacen referencia a aquellos valores de Agudeza Visual Potencial, que fueron inferiores a la realidad, con FN=75. La sensibilidad fue calculada en FVP= 0.9289 y la especificidad en FVN= 0,200.

SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD DIAGNOSTICA PARA EL LAMBDA

TEST	Verdaderos Positivos (VP)	Verdadero Negativo (VN)	Falso Positivo (FP)	Falso Negativo (FN)	SENSIBILIDAD (FVP)	ESPECIFICIDAD (FVN)
MAP	980	30	115	75	0.9289	0,200

n= 1200

La curva ROC se obtuvo representando, para cada posible elección de valor de corte, siendo el promedio para el LAMBDA de 0,9289 (92,89%), con una t de student de $p=0,00134$, gráfica 9. Si bien la precisión de una prueba es el indicador fundamental del valor de certeza, para el equipo LAMBDA ha sido inferior en comparación con el MAP y el PAM. El Lambda® usa un sistema de optotipos rayas, roja y negra, que aumenta los errores de interpretación, por parte del paciente, al no estar familiarizado con la prueba. Lo que contribuyó a un valor menor de sensibilidad y especificidad, para este equipo.



Gráfica 9. Curva ROC correspondiente a la distribución de los resultados de la Agudeza visual potencial determinada por el Equipo LAMBDA, el valor de corte se determinó en 92,89%.

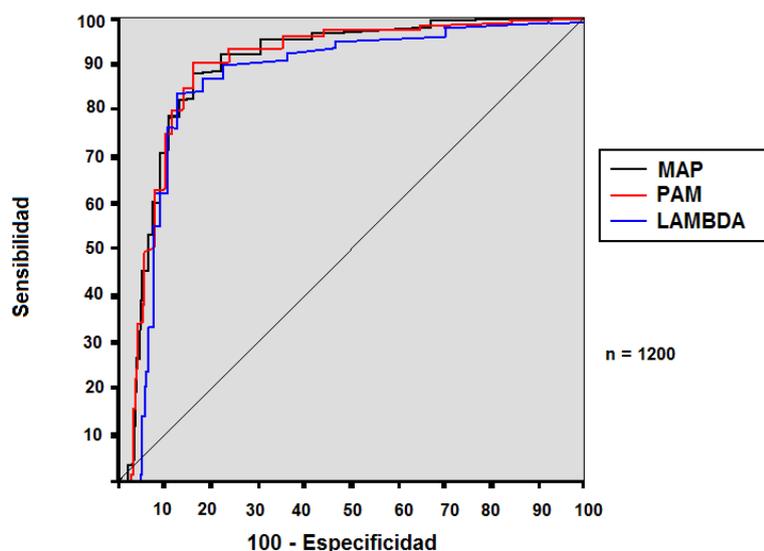
3.1.4 SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD COMPARATIVA ENTRE EL PROYECTOR MACULAR (MAP), DEL GUYTON-MINKOWSKI® PAM y EL RETINOMETRO HEINE LAMBDA 100®.

Mediante la representación de los pares (1-especificidad, sensibilidad) obtenidos al considerar todos los posibles valores de corte de la prueba, la curva ROC nos proporcionó una representación global de la exactitud diagnóstica. La curva ROC fue creciente, propiedad que refleja el compromiso existente entre sensibilidad y especificidad: si se modifica el valor de corte para obtener mayor sensibilidad, sólo puede hacerse a expensas de disminuir al mismo tiempo la especificidad. Si la prueba no permitiera discriminar entre grupos, la curva ROC sería la diagonal que une los vértices inferior izquierdo y superior derecho.

La exactitud de la prueba aumenta a medida que la curva se desplaza desde la diagonal hacia el vértice superior izquierdo. Si la discriminación fuera perfecta (100% de sensibilidad y 100% de especificidad) pasaría por dicho punto.

La curva ROC se obtiene representando, para cada posible elección de valor de corte, la FVP en ordenadas y la FFP en abscisas. El parámetro con mayor ABC fue el del MAP (0,9402), siguiéndole el del PAM (0,9335) y el último el del LAMBDA (0,9289), las curvas ROC pueden verse en la gráfica 10.

SENSIBILIDAD - ESPECIFICIDAD PARA LOS TRES EQUIPOS



Gráfica 10. Como observamos la mayor exactitud diagnóstica de una prueba se traduce en un desplazamiento "hacia arriba y a la izquierda" de la curva ROC.

El Proyector Macular (MAP) es tan eficaz como el sistema Guyton-Minkowski® PAM y mejor que el Retinometro Heine Lambda 100®. La

sensibilidad se determinó como la probabilidad de poder clasificar correctamente el valor de Agudeza Visual Potencial, este valor resulta de la determinación de la fracción de verdaderos positivos (FVN); siendo el retinometro LAMBDA el menos sensible de los tres. Igualmente, el LAMBDA, fue quien demostró tener menos especificidad (TABLA XVI).

SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD DIAGNOSTICA

VALORES	PAM	MAP	LAMBDA
Verdaderos Positivos (VP)	1012	1023	980
Verdadero Negativo (VN)	30	32	30
Falso Positivo (FP)	86	80	115
Falso Negativo (FN)	72	65	75
SENSIBILIDAD (FVP)	0,9335	0,9402	0,9289
ESPECIFICIDAD (FVN)	0,258	0,285	0,200

TABLA XVI. Determinación de la Sensibilidad y Especificidad diagnóstica para los tres equipos. Se incluyen los diferentes valores determinados para los falsos positivos y falsos negativos.

La curva ROC nos proporcionó un buen índice de la capacidad del MAP como prueba diagnóstica. Siendo muy útil para comparar los tres equipos entre sí, y seleccionar umbrales de decisión (puntos de corte entre los resultados positivos y negativos de la prueba).

La sensibilidad para cada uno de los test: El PROYECTOR MACULAR (MAP), el GUYTON-MINKOWSKI® PAM y el retinometro LAMBDA 100® esta dado por la mayor cantidad de aciertos de la prueba, a mayor número de Verdaderos Positivos (VP), y menor número de Falsos Negativos (FN), la ecuación tiende a la unidad (FVP=1), siendo este el valor optimo. La sensibilidad fue bastante alta en los tres equipos; con pequeñas diferencias estadísticamente significativas ($p=0,00023$)

Mientras que la especificidad para cada uno de los test: El PROYECTOR MACULAR (MAP), el GUYTON-MINKOWSKI® PAM y el retinometro LAMBDA 100® esta dado por la mayor cantidad de aciertos de la prueba, y menor número de Falsos Positivos (FP), la ecuación tiende a FVN=0,5, que se considera el valor óptimo. Siendo la especificidad del LAMBDA la más baja de los tres, con un valor de FVN= 0,200; le siguió el PAM con FVN= 0,258 y la especificidad más alta la del MAP con un FVN= 0,285; valores estadísticamente significativos ($p=0,0036$).

3.2 FIABILIDAD Y PREDICTIBILIDAD DEL PROYECTOR MACULAR (MAP), DEL GUYTON-MINKOWSKI® PAM y EL RETINOMETRO HEINE LAMBDA 100®.

Valoramos la Fiabilidad y Predictibilidad del test de Proyección Macular (MAP), el Guyton-Minkowski® PAM y el Retinometro Heine Lambda 100® en la capacidad para determinar la agudeza visual potencial. Tanto de forma individual, para cada uno de ellos; como de forma conjunta.

La fiabilidad fue determinada a través del análisis de consistencia interna mediante el cálculo del valor Alfa de Cronbach. El método de consistencia interna es la forma más habitual para estimar la fiabilidad de los diferentes equipos usados para determinar la agudeza visual potencial. La principal ventaja de este método es que requiere solo una administración de la prueba; además, los principales coeficientes de estimación basados en este enfoque son sencillos de computar y están disponibles como opción de análisis en los programas estadísticos del SPSS. El coeficiente, Alfa de Cronbach estima el límite inferior del coeficiente de fiabilidad y se expresa como:

$$\alpha = \left(\frac{k}{k-1} \right) \left(1 - \frac{\sum S_i^2}{S_{sum}^2} \right)$$

Donde k es el número de ítems de la prueba, S_i^2 es la varianza de los ítems (desde 1... i) y S_{sum}^2 es la varianza de la prueba total. El coeficiente mide la fiabilidad del test en función de dos términos: el número de ítems (o longitud de la prueba) y la proporción de varianza total de la prueba debida a la covarianza entre sus partes (ítems). Ello significa que la fiabilidad depende de la longitud de la prueba y de la covarianza entre sus ítems. Puede ser calculado usando el programa informático SSPS, para Windows, donde valores de alfa de Cronbach entre 0,70 y 0,90 indican una buena consistencia interna. Siendo 1.0 el óptimo.

La predictibilidad o previsibilidad, es el valor cuantitativo o cualitativo, que puede ser emitido sobre la capacidad de determinación que puede tener un test sobre el resultado final. Fue valorado, confrontando la Agudeza Visual Potencial – determinada preoperatoriamente- y la Agudeza Visual postoperatoria, teniendo en cuenta la mejor agudeza visual corregida. Siendo un valor de 100%, el óptimo.

A continuación analizaremos cada uno de estos aspectos.

3.2.1 Fiabilidad y predictibilidad del proyector macular (MAP)

El coeficiente alfa puede visualizarse como el límite inferior del coeficiente de confiabilidad conocido como coeficiente de precisión. La Agudeza visual corregida preoperatoria fue $0,43 \pm 0,38$ (rango 0,05 a 0,8) y la agudeza visual postoperatoria al mes fue $0,85 \pm 0,17$ (rango 0,7 a 1,2). La Agudeza visual potencial preoperatoria con el MAP fue $0,83 \pm 0,22$ (rango 0,2 a 1,0), con una fiabilidad de α igual a 0,86.

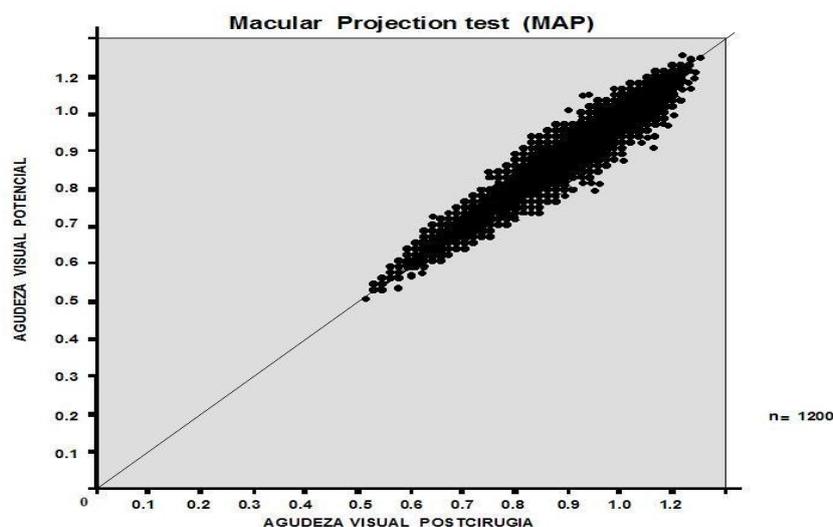
A mayor valor de n mayor es la fiabilidad del resultado obtenido de α ; de igual forma, la varianza del test aumenta cuando aumenta el número de valores obtenidos. Por lo tanto mientras más ítemes, más varianza y por lo tanto más confiabilidad.

FIABILIDAD Y PREDICTIBILIDAD PARA EL MAP

n=	AV Preoperatoria	AV Potencial	AV Postoperatoria	Predictibilidad	α
1200	0,43	0,83	0,85	88,16	0,86

n= 1200 ojos

La gráfica de dispersión de puntos para el equipo MAP tienden a concentrarse sobre la línea de ajuste (o de tendencia), sin verse influenciados por el grado de catarata. La Predictibilidad, en pacientes sin patologías asociadas, para el MAP fue del 88,16% y el rango de error fue calculado para $\pm 0,02$ ($p=0,0018$). (Gráfica 11).



Gráfica 11. La Predictibilidad, en pacientes sin patologías asociadas, para el MAP fue del 88,16% y el rango de error fue calculado para $\pm 0,33$ ($p=0,0018$).

3.2.2 Fiabilidad y predictibilidad del GUYTON-MINKOWSKI® PAM

En términos de confiabilidad lo que preocupa es la consistencia de los resultados. Se necesita la confiabilidad para poder hablar de resultados válidos, puesto que no es posible evaluar algo que cambia continuamente. La Agudeza visual corregida preoperatoria fue $0,43 \pm 0,38$ (rango 0,05 a 0,8) y la agudeza visual postoperatoria al mes fue $0,85 \pm 0,17$ (rango 0,7 a 1,2). La Agudeza visual potencial preoperatoria con el PAM fue $0,79 \pm 0,23$ (rango 0,5 a 1,2), con una fiabilidad de α igual a 0,85.

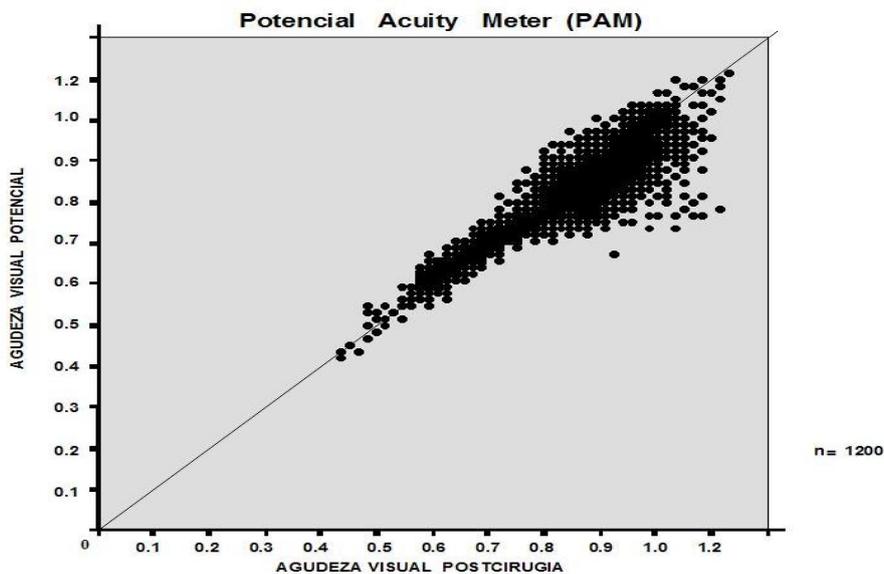
En el análisis de la confiabilidad se busca que los resultados del PAM, concuerden con los resultados obtenidos de la Agudeza Visual postoperatoria, con la mejor corrección óptica posible.

FIABILIDAD Y PREDICTIBILIDAD PARA EL PAM

n=	AV Preoperatoria	AV Potencial	AV Postoperatoria	Predictibilidad	α
1200	0,43	0,79	0,85	88,16	0,85

n= 1200 ojos

La Predictibilidad, en pacientes sin patologías asociadas, para el PAM fue del 88,16% y el rango de error fue calculado para $\pm 0,09$ ($p=0,0015$). (Gráfica 12). La gráfica de dispersión de puntos para el equipo PAM tiende a dispersarse hacia valores que infraestiman la agudeza visual postoperatoria, entre más densa sea la catarata.



Gráfica 12. La Predictibilidad en pacientes, sin patologías asociadas, para el PAM fue del 88,16% y el rango de error fue calculado para $\pm 0,09$ ($p=0,0015$).

3.2.3 Fiabilidad y predictibilidad del retinómetro LAMBDA 100®

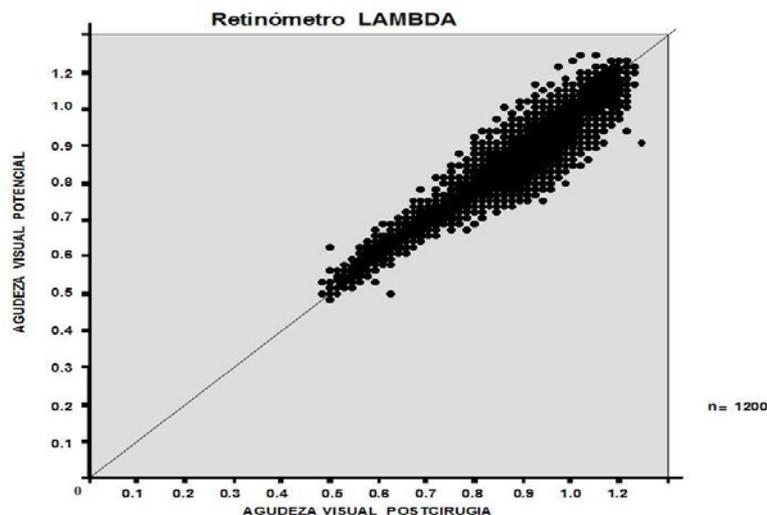
El coeficiente alfa se puede utilizar en cualquier situación en la que se quiera estimar la confiabilidad de un compuesto. La Agudeza visual corregida preoperatoria fue $0,43 \pm 0,38$ (rango 0,05 a 0,8) y la agudeza visual postoperatoria corregida, al mes, fue $0,85 \pm 0,17$ (rango 0,7 a 1,2). La Agudeza visual potencial preoperatoria con el retinómetro LAMBDA fue $0,75 \pm 0,28$ (0,3 a 0,8), con una fiabilidad de α igual a 0,75.

FIABILIDAD Y PREDICTIBILIDAD PARA EL LAMBDA

n=	AV Preoperatoria	AV Potencial	AV Postoperatoria	Predictibilidad	α
1200	0,43	0,75	0,85	92,94	0,75

n= 1200 ojos

La Predictibilidad en pacientes, sin patologías asociadas, para el LAMBDA fue del 92,94% y el rango de error fue calculado para $\pm 0,5$ ($p=0,00154$), aunque el valor referido parece ser optimista, debemos tener en cuenta que esta influenciado por el gran número de falsos positivos, dados por el test (Gráfica 13). La gráfica de dispersión de puntos para el equipo LAMBDA tiende a dispersarse hacia valores que sobrevaloran la agudeza visual postoperatoria; siendo mayor, entre menos densa sea la catarata. El coeficiente alfa se comporta como un índice de unidimensionalidad del instrumento, al reflejar el verdadero comportamiento de la capacidad predictiva del equipo. Demostró, que el LAMBDA tiene una fiabilidad baja.



Gráfica 13. La Predictibilidad en pacientes, sin patologías asociadas, para el LAMBDA fue del 94,44% y el rango de error fue calculado para $\pm 0,5$ ($p=0,00154$). Pero la fiabilidad, fue de α igual a 0,75.

3.2.4 FIABILIDAD Y PREDICTIBILIDAD COMPARATIVA ENTRE EL PROYECTOR MACULAR (MAP), DEL GUYTON-MINKOWSKI® PAM y EL RETINOMETRO HEINE LAMBDA 100®.

Aunque el valor alfa de Cronbach, fue calculado usando el análisis estadístico con el SPSS/Pc+4.0 para Windows (versión 15.0; SPSS Inc., Chicago, IL, EEUU), este puede ser calculado de forma manual, para cada uno de los equipos: PROYECTOR MACULAR (MAP), DEL GUYTON-MINKOWSKI® PAM y EL RETINOMETRO HEINE LAMBDA 100®. Donde k es igual a 1200 ojos; S_i^2 es la varianza de las respuestas obtenidas (desde 1 a 1200) y S_{sum}^2 es la varianza de la prueba total.

En la TABLA XVII, podemos ver los diferentes valores calculados, para obtener el valor de alfa de Cronbach, donde el coeficiente mide la fiabilidad de cada uno de los equipos en función de dos valores: el número de ojos (1200) o longitud de la prueba, y la proporción de varianza total de la prueba debida a la covarianza entre cada ojo valorado.

VALOR ALFA DE CRONBACH PARA EL MAP, PAM Y LAMBDA

Equipo	k	S_i	S_{sum}	$\sum S_i^2$	S_{sum}^2	α
MAP	1200	0,1	0,25	0,01	0,0625	0,86
PAM	1200	0,1	0,3	0,0225	0,09	0,85
LAMBDA	1200	0,15	0,32	0,0225	0,10	0,75

TABLA XVII. Valor alfa de Cronbach para cada uno de los equipos usados para determinar la Agudeza Visual Potencial.

La fiabilidad para cada uno de ellos fue: MAP de α igual a 0,86; con el PAM de α igual a 0,85 y con el retinómetro LAMBDA de α igual a 0,75. Estos resultados, dependen de la longitud de la prueba (total de ojos valorados) y de la covarianza entre cada uno de ellos. Un valor entre 0,70 y 0,90 indican una buena consistencia interna. Siendo el valor del LAMBDA el más bajo de los tres.

La Agudeza visual corregida preoperatoria fue $0,43 \pm 0,38$ (rango 0,05 a 0,8); la agudeza visual postoperatoria a los quince días fue $0,81 \pm 0,21$ (rango 0,6 a 1,2) y la agudeza visual postoperatoria al mes fue $0,85 \pm 0,17$ (rango 0,7 a 1,2). La Agudeza visual potencial preoperatoria con el MAP fue $0,83 \pm 0,22$ (rango 0,2 a

1,2), con una fiabilidad de α igual a 0,86; con el PAM fue $0,79\pm 0,23$ (0,5 a 1,2), con una fiabilidad de α igual a 0,85 y con el retinómetro LAMBDA fue $0,75\pm 0,28$ (0,5 a 1,2), con una fiabilidad de α igual a 0,75.

FIABILIDAD Y PREDICTIBILIDAD PARA EL MAP, PAM Y LAMBDA

Equipo	AV Preoperatoria	AV Potencial	AV Postoperatoria	Predictibilidad	α
MAP	0,43	0,83	0,85	88,16	0,86
PAM	0,43	0,79	0,85	88,16	0,85
LAMBDA	0,43	0,75	0,85	92,94	0,75

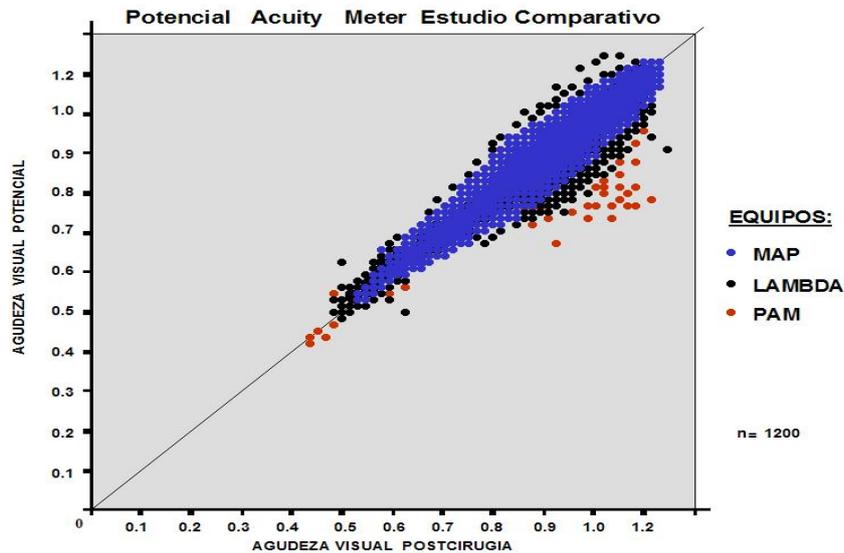
n= 1200 ojos

Se necesita la confiabilidad para poder hablar de resultados válidos, puesto que no es posible evaluar algo que cambia continuamente. Sin embargo, es posible que un cuestionario sea confiable, puesto que sus resultados son consistentes, pero que no mida lo que se espera que mida. En el caso del Lambda, tenemos un ejemplo claro de un test con baja confiabilidad, a pesar de tener, aparentemente, una alta predictibilidad. Se dice que la predictibilidad es una condición necesaria de un test, pero no suficiente para la fiabilidad. Las evidencias de fiabilidad siempre han de ir de la mano con las evidencias de predictibilidad. Para el LAMBDA, la predictibilidad indica el grado de consistencia, pero su baja fiabilidad nos dice que las inferencias que se hacen y los resultados pueden ser dudosos, y que pueden estar cargados de falsos positivos y falsos negativos.

La exactitud diagnóstica entre el valor predictivo, previo a la cirugía, de la agudeza visual potencial, y el valor postoperatorio de la agudeza visual se pueden expresar como valores de sensibilidad y especificidad diagnósticas. En nuestro estudio la sensibilidad se determinó como la probabilidad de determinar correctamente el valor de agudeza visual postoperatorio, determinando el valor de Agudeza visual potencial, de cada individuo, y que identificaremos como fracción de verdaderos positivos (FVP).

Con relación a los valores de agudeza visual determinados preoperatoriamente, y comprobados por los obtenidos postoperatorios, podemos determinar en la gráfica de dispersión de puntos el efecto comparativo para los

tres equipos, donde se observa la tendencia de los puntos azules del MAP a concentrarse sobre la línea de tendencia, lo cual es un reflejo de la exactitud de los valores calculados preoperatoriamente (Gráfica 14). Todos los parámetros estudiados mostraron diferencias entre los tres equipos, sin embargo no mostraron diferencias estadísticamente significativas entre ellos ($p=0,009$).



Gráfica 14. En la gráfica de dispersión de puntos podemos observar el efecto comparativo para los tres equipos, donde se observa la tendencia de los puntos azules del MAP a concentrarse sobre la línea de tendencia.

Los defectos refractivos como el astigmatismo, las miopías y las hipermetropías por sí mismas no afectaron la predictibilidad en ninguno de los tres test. En 85 ojos con astigmatismo elevado (-3 a -3,5 dioptrías) la agudeza visual postoperatoria estuvo 1,8 líneas (0,18) por debajo de la agudeza visual potencial calculada; sin embargo una valoración de la agudeza visual potencial realizada en el postoperatorio igualaba los valores previamente calculados. Por lo tanto no deberíamos considerarlo un falso positivo, sino una mala corrección óptica postoperatoria, por las características inherentes al defecto refractivo. Nuestros falsos positivos fueron calculados teniendo en cuenta este factor de corrección.

4. RELACION DE LA CATARATA Y LA AGUDEZA VISUAL POTENCIAL

Determinamos la influencia que pudo ejercer la densidad de la catarata y el defecto refractivo preexistente en el resultado predictivo de los diferentes equipos.

Existe una íntima relación entre el tipo de catarata, agudeza visual preoperatoria y el defecto refractivo existente, donde a mayor densidad de la catarata mayor déficit visual; además las cataratas nucleares incrementan el defecto de miopización sobre el defecto refractivo existente. No pudimos determinar un valor estadísticamente significativo ($p=0,432$), sobre el efecto miopizante, ya que solo teníamos datos previos del historial clínico de los pacientes, de solo 434 (52,93%) pacientes de los 820 pacientes. Sin embargo dicho efecto miopizante ha sido descrito por otros autores²⁸⁵.

La Agudeza visual sin corregir preoperatoria fue $0,17\pm 0,12$ (rango 0,05 a 0,3) y la agudeza visual corregida preoperatoria fue $0,43\pm 0,38$ (rango 0,05 a 0,8). La agudeza visual postoperatoria sin corregir evaluada al mes fue $0,73\pm 0,14$ (rango 0,6 a 0,8) y la agudeza visual postoperatoria corregida fue $0,85\pm 0,17$ (rango 0,7 a 1,2). (TABLA XVIII).

AGUDEZA VISUAL PRE Y POSTOPERATORIA CON Y SIN CORRECCIÓN ÓPTICA

AGUDEZA VISUAL (n=1200)	VALOR	RANGO
Sin Corregir Preoperatoria	$0,17\pm 0,12$	rango 0,05 a 0,3
Con Corrección Preoperatoria	$0,43\pm 0,38$	rango 0,05 a 0,8
Sin Corregir Postoperatoria	$0,73\pm 0,14$	rango 0,6 a 0,8
Con Corrección Postoperatoria	$0,85\pm 0,17$	rango 0,7 a 1,2

TABLA XVIII. Agudeza visual pre y postoperatoria con corrección óptica y sin ella.

Existe una correlación directa entre el grado de pérdida de visión, por consiguiente del valor de agudeza visual, y la clasificación del LOCS III. Entre más densa es la catarata, mayor compromiso de la calidad de la visión, pero no necesariamente del valor de agudeza visual.

Las distintas morfologías de la catarata, según la clasificación de LOCS-III, afectan de diferente manera en la visión funcional. Y por lo tanto en la determinación del valor de agudeza visual potencial, bien sea medido por el sistema MAP, PAM o Lambda. (TABLA XIX).

TOTAL DE OJOS Y CLASIFICACIÓN LOCS III

LOCS III	NO-NC3	NO-NC4	NO-NC5	NO-NC6	C3	C4	C5	P3	P4	P5
TOTAL	50	123	133	162	98	96	135	102	145	156
TOTAL	468				329			403		

n: 1200 ojos

TABLA XIX. Totales según las distintas morfologías de la catarata, en la clasificación de LOCS-III

Sobre la agudeza visual potencial, podemos determinar que entre más densa la catarata (NO-NC6), la presencia de una catarata subcapsular posterior (P5) ó cataratas corticales (C5) contribuyen a aumentar los falsos negativos, siendo principalmente más manifiesto con el PAM. Mientras que los falsos positivos, fueron observados en mayor número con el LAMBDA. Sin embargo, todos los pacientes recuperaron agudeza visual y calidad visual postoperatoria ($0,85 \pm 0,17$ con rango 0,7 a 1,2); con relación a la preoperatoria ($0,43 \pm 0,38$ con rango 0,05 a 0,8). La Agudeza visual potencial preoperatoria con el MAP fue $0,83 \pm 0,22$ (rango 0,2 a 1,2); con el PAM fue $0,79 \pm 0,23$ (0,5 a 1,2) y con el retinómetro LAMBDA fue $0,75 \pm 0,28$ (0,5 a 1,2). (TABLA XX).

DISTRIBUCIÓN DE PACIENTES SEGÚN EL TIPO DE CATARATA TENIENDO EN CUENTA AGUDEZA VISUAL Y AGUDEZA VISUAL POTENCIAL

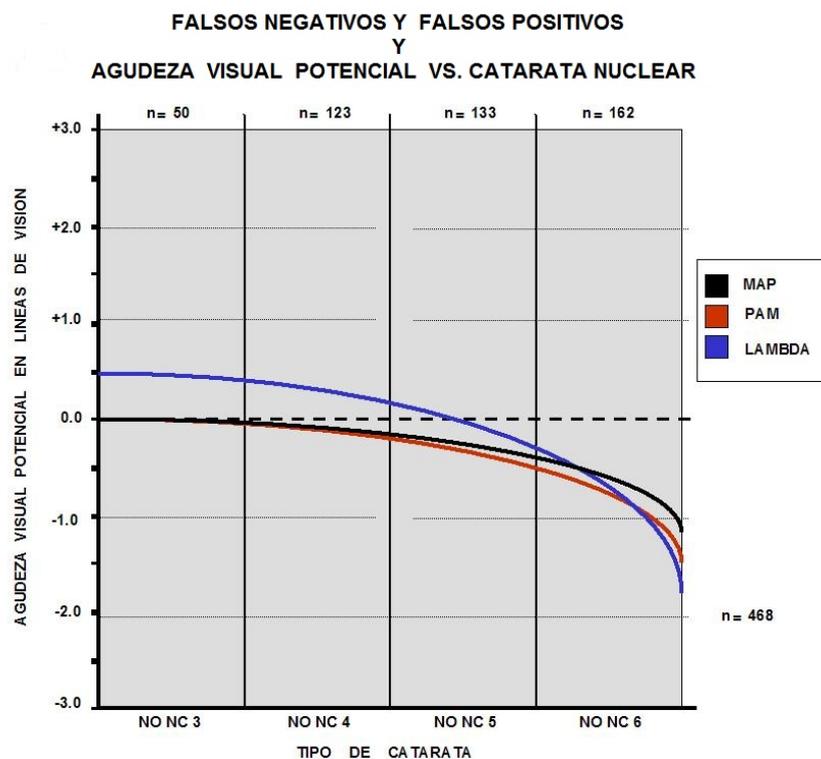
GRUPO	OJOS (n)	AGUDEZA VISUAL PRE (Promedio)	AGUDEZA VISUAL MAP (Promedio)	AGUDEZA VISUAL PAM (Promedio)	AGUDEZA VIS. LAMBDA (Promedio)
NO-NC 3	50	0,5	0,9	0,9	0,8
NO-NC 4	123	0,3	0,8	0,7	0,8
NO-NC 5	133	0,6	0,9	0,9	0,8
NO-NC 6	162	0,5	0,8	0,8	0,7
C3	98	0,6	0,9	0,7	0,8
C4	96	0,3	0,9	0,8	0,7
C5	135	0,2	0,6	0,6	0,7
P3	102	0,5	0,9	0,8	0,9
P4	145	0,2	0,8	0,8	0,8
P5	156	0,3	0,8	0,7	0,7

TABLA XX. Distribución de pacientes según el tipo de cataratas, en relación con la agudeza visual potencial

4.1 AGUDEZA VISUAL POTENCIAL EN CATARATAS NUCLEARES

Un total de 468 ojos fueron clasificados como catarata nuclear, en los diferentes estadios: NO-NC3 50 ojos, NO-NC4 123 ojos, NO-NC5 133 y NO-NC6 162. Un grado de esclerosis leve y una ligera tonalidad amarilla del cristalino se consideran fisiológicas en adultos de mediana edad y, en general, no interfieren en la visión funcional. Sin embargo, este tipo de catarata progresa lentamente y suele ser bilateral y asimétrica. Lo que produce alteración visual en la visión lejana; la cercana se conserva durante más tiempo. Se produce un endurecimiento progresivo del núcleo cristalino, causando una miopización del ojo, por lo que la visión cercana se mantiene. El cambio brusco de refracción existente entre el núcleo y el córtex provocó diplopía monocular en 98 pacientes.

Como puede verse en la gráfica 15, a menor densidad de la catarata, hay una tendencia a aumentar los falsos positivos, en las cataratas nucleares, siendo mayor con el LAMBDA; mientras que los falsos negativos tienden a aumentar a mayor densidad de la catarata. A continuación valoraremos cada uno de estos aspectos, y que serán resumidos en la TABLA XXI.



Gráfica 15. Comparación de los falsos negativos y falsos positivos, y agudeza visual potencial en cataratas nucleares. El LAMBDA tiende a aumentar los falsos positivos a menor densidad de catarata.

Las Cataratas nucleares clasificadas NO-NC3, no inducen a falsos negativos, ni falsos positivos ni para el MAP con $p=0,0002$, ni para el PAM con $p=0,0002$; sin embargo para el Lambda aumentan los falsos positivos en 0,5 líneas de visión (0,05) con $p=0,00057$.

Las Cataratas nucleares clasificadas como NO-NC4 incrementan los falsos negativos en el MAP en 0,23 líneas de visión (0,023) con $p=0,0002$; para el PAM en 0,26 líneas de visión (0,026) con $p=0,0002$; mientras que el Lambda incrementa los falsos positivos en 0,36 líneas de visión (0,036) con $p=0,00063$.

Las Cataratas nucleares NO-NC5 incrementan los falsos negativos en el MAP en 0,31 líneas de visión (0,03) con $p=0,0002$; para el PAM en 0,49 líneas de visión (0,049) con $p=0,0003$ y para el Lambda en 0,29 líneas de visión (0,0003) con $p=0,00017$.

Las Cataratas nucleares densas (NO-NC6) incrementan los falsos negativos en el MAP en 1,23 líneas de visión (0,123) con $p=0,0052$; para el PAM en 1,43 líneas de visión (0,163) con $p=0,0049$ y para el Lambda en 1,75 líneas de visión (0,175) con $p=0,00149$.

TABLA DE FALSOS POSITIVOS Y FALSOS NEGATIVOS SEGÚN EL TIPO DE CATARATA NUCLEAR

LOC's III	MAP Líneas de visión	PAM Líneas de visión	LAMBDA Líneas de visión
NO-NC3 n= 50 ojos	No falsos negativos ($p=0,0002$)	No falsos negativos ($p=0,0002$)	Falsos positivos 0,5 ($p=0,00057$)
NO-NC4 n= 123 ojos	Falsos negativos 0,23 ($p=0,0002$)	Falsos negativos 0,26 ($p=0,0002$)	Falsos positivos 0,36 ($p=0,00063$)
NO-NC5 n= 133 ojos	Falsos negativos 0,31 ($p=0,0002$)	Falsos negativos 0,49 ($p=0,0003$)	Falsos negativos 0,29 ($p=0,0003$)
NO-NC6 n= 162 ojos	Falsos negativos 1,23 ($p=0,0052$)	Falsos negativos 1,43 ($p=0,0049$)	Falsos negativos 1,75 ($p=0,00149$)

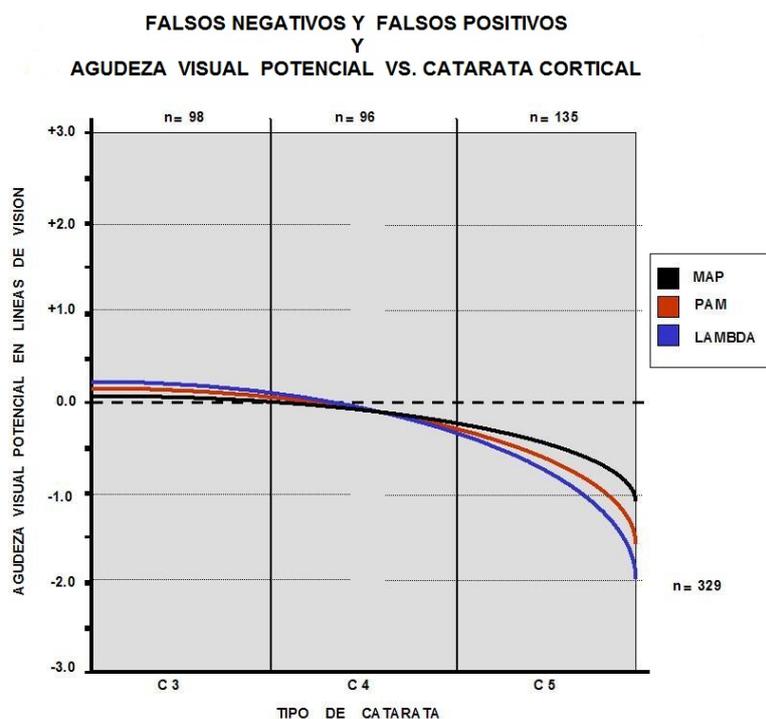
n total= 468 ojos

TABLA XXI. Podemos observar, los valores de falsos positivos y falsos negativos, para cada uno de los tipos de catarata nuclear, en función del test usado.

4.2 AGUDEZA VISUAL POTENCIAL EN CATARATA CORTICAL

Un total de 329 ojos fueron clasificados como catarata cortical, en los diferentes estadios: C3 98 ojos, C4 96 ojos y C5 135. Los efectos en la visión funcional fueron variables dependiendo de la localización de la opacidad cortical. La localización más frecuente fue la ínfero nasal. Las cataratas localizadas en la zona axial y superotemporal fueron las que más alteraciones visuales provocaron. Un síntoma común en este tipo de catarata fue el deslumbramiento ante luces de intensidad media, por ejemplo las luces de los coches. Lo que para muchos pacientes motivó la cirugía. Al igual que en la catarata nuclear, algunos pacientes refirieron diplopía monocular. En los pacientes con cataratas corticales avanzadas tipo C5, se observó una reducción significativa de la Agudeza Visual y de la visión. En cambio, en las cataratas corticales incipientes, la Agudeza visual no estaba tan alterada, pero sí la calidad de visión, motivando la cirugía en el paciente.

Como puede verse en la gráfica 16, a menor densidad de la catarata C3, hay la tendencia a aumentar levemente los falsos positivos, en los tres equipos; mientras que a mayor densidad de la catarata aumentan los falsos negativos. A continuación valoraremos cada uno de estos aspectos, y que serán resumidos en la TABLA XXII.



Gráfica 16. Comparación de los falsos negativos y falsos positivos, y agudeza visual potencial en cataratas nucleares. Este tipo de catarata, presenta falsos positivos en los tres equipos para C3.

Las cataratas Corticales (C3) incrementan los falsos positivos en el MAP en 0,15 líneas de visión (0,0015) con $p=0,0001$; para el PAM en 0,18 líneas de visión (0,0018) con $p=0,0001$ y para el Lambda en 0,35 líneas de visión (0,0035) con $p=0,00011$.

Las cataratas Corticales (C4) incrementan los falsos negativos en el MAP en 0,24 líneas de visión (0,024) con $p=0,0001$; para el PAM en 0,33 líneas de visión (0,033) con $p=0,0001$ y para el Lambda en 0,48 líneas de visión (0,05) con $p=0,0002$.

Las cataratas Corticales (C5) incrementan los falsos negativos en el MAP en 1,29 líneas de visión (0,129) con $p=0,0015$; para el PAM en 1,79 líneas de visión (0,179) con $p=0,0015$ y para el Lambda en 1,84 líneas de visión (0,184) con $p=0,00152$.

TABLA DE FALSOS POSITIVOS Y FALSOS NEGATIVOS SEGÚN EL TIPO DE CATARATA CORTICAL

LOC's III	MAP Lineas de visión	PAM Lineas de visión	LAMBDA Lineas de visión
C3 n= 98 ojos	Falsos positivos 0,15 ($p=0,0001$)	Falsos positivos 0,16 ($p=0,0001$)	Falsos positivos 0,35 ($p=0,00011$)
C4 n= 96 ojos	Falsos negativos 0,24 ($p=0,0001$)	Falsos negativos 0,33 ($p=0,0001$)	Falsos negativos 0,48 ($p=0,0002$)
C5 n= 135 ojos	Falsos negativos 1,29 ($p=0,0015$)	Falsos negativos 1,79 ($p=0,0015$)	Falsos negativos 1,84 ($p=0,00152$)

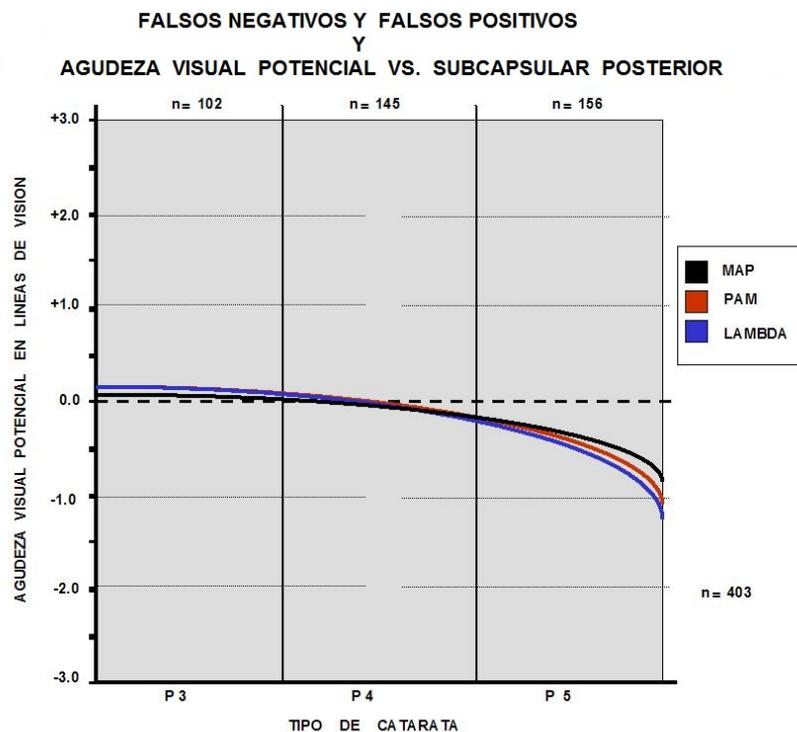
n total= 329 ojos

TABLA XXII. Podemos observar, los valores de falsos positivos y falsos negativos, para cada uno de los tipos de catarata cortical, en función del test usado.

4.3 AGUDEZA VISUAL POTENCIAL EN CATARATA SUBCAPSULAR POSTERIOR

Un total de 403 ojos fueron clasificados como catarata subcapsular posterior, en los diferentes estadios: P3 102 ojos, P4 145 ojos y P5 156. Este tipo de catarata, se presentó en pacientes más jóvenes y relacionada con la ingesta de corticoterapia (tópicos y/o sistémicos), tras procesos inflamatorios, y en pacientes con miopías magnas. En 220 ojos estaba asociada a catarata nuclear y cortical; sin embargo, el elemento predominante era la existencia de la catarata subcapsular posterior.

En la gráfica 17, podemos ver que a menor densidad de la catarata P3, hay la tendencia a aumentar levemente los falsos positivos, muy similar al ocurrido con cataratas C3, para los tres equipos; mientras que a mayor densidad de la catarata aumentan los falsos negativos, pero menor que con las cataratas corticales. A continuación valoraremos cada uno de estos aspectos, y que a su vez serán resumidos en la TABLA XXIII.



Gráfica 17. Comparación de los falsos negativos y falsos positivos, y agudeza visual potencial en cataratas nucleares. Este tipo de catarata, presenta falsos positivos en los tres equipos para C3.

Las cataratas Subcapsulares posteriores (P3) incrementan los falsos positivos en el MAP en 0,09 líneas de visión (0,009) con $p=0,0002$; para el PAM

en 0,12 líneas de visión (0,012) con $p=0,00018$ y para el Lambda en 0,22 líneas de visión (0,022) con $p=0,0002$.

Las cataratas Subcapsulares posteriores (P4) incrementan los falsos negativos en el MAP en 0,21 líneas de visión (0,021) con $p=0,00017$; para el PAM en 0,20 líneas de visión (0,020) con $p=0,00016$ y para el Lambda en 0,22 líneas de visión (0,0219) con $p=0,00017$.

Las cataratas Subcapsulares posteriores (P5) incrementan los falsos negativos en el MAP en 0,92 líneas de visión (0,092) con $p=0,0082$; para el PAM en 1,1 líneas de visión (0,115) con $p=0,0086$ y para el Lambda en 1,11 líneas de visión (0,291) con $p=0,0087$.

TABLA DE FALSOS POSITIVOS Y FALSOS NEGATIVOS SEGÚN EL TIPO DE SUBCAPSULAR POSTERIOR

LOC's III	MAP Lineas de visión	PAM Lineas de visión	LAMBDA Lineas de visión
P3 n= 102 ojos	Falsos positivos 0,09 ($p=0,0002$)	Falsos positivos 0,12 ($p=0,00018$)	Falsos positivos 0,22 ($p=0,0002$)
P4 n= 145 ojos	Falsos negativos 0,21 ($p=0,00017$)	Falsos negativos 0,20 ($p=0,00016$)	Falsos negativos 0,22 ($p=0,00017$)
P5 n= 156 ojos	Falsos negativos 0,92 ($p=0,0082$)	Falsos negativos 1,1 ($p=0,0088$)	Falsos negativos 1,11 ($p=0,0087$)

n total= 403 ojos

TABLA XXIII. Podemos observar, los valores de falsos positivos y falsos negativos, para cada uno de los tipos de catarata subcapsular posterior, en función del test usado.

Los síntomas visuales más comunes asociados a las cataratas subcapsulares posteriores, y referidos por los pacientes, fueron el deslumbramiento y una visión muy disminuida ante luces brillantes que se explicó porque la catarata subcapsular posterior ocupaba la mayor parte de la zona de apertura pupilar en miosis producida por las luces brillantes o por la acomodación. La diplopía también fue un síntoma asociado, al igual que en el otro tipo de cataratas. Los pacientes se quejaban por disminución de la agudeza visual cercana, más que la lejana por lo que la capacidad de lectura se encontraba afectada, incluso en estadios iniciales para P3.

Las cataratas subcapsulares posteriores, provocaban una alteración importante de la Agudeza Visual, en todos sus estadios. Son pacientes que presentaron una marcada disminución de la agudeza visual. En muchos casos esto justificó una cirugía precoz de la catarata; ya que la disminución en la calidad de visión les incomodaba para su vida diaria, TABLA XXIV.

RELACION DE LA CATARATA Y LA AGUDEZA VISUAL POTENCIAL

LOC's III	MAP Lineas de visión	PAM Líneas de visión	LAMBDA Líneas de visión
NO-NC3 n= 50 ojos	No falsos negativos (p=0,0002)	No falsos negativos (p=0,0002)	Falsos positivos 0,5 (p=0,00057)
NO-NC4 n= 123 ojos	Falsos negativos 0,23 (p=0,0002)	Falsos negativos 0,26 (p=0,0002)	Falsos positivos 0,36 (p=0,00063)
NO-NC5 n= 133 ojos	Falsos negativos 0,31 (p=0,0002)	Falsos negativos 0,49 (p=0,0003)	Falsos negativos 0,29 (p=0,0003)
NO-NC6 n= 162 ojos	Falsos negativos 1,23 (p=0,0052)	Falsos negativos 1,43 (p=0,0049)	Falsos negativos 1,75 (p=0,00149)
C3 n= 98 ojos	Falsos positivos 0,15 (p=0,0001)	Falsos positivos 0,16 (p=0,0001)	Falsos positivos 0,35 (p=0,00011)
C4 n= 96 ojos	Falsos negativos 0,24 (p=0,0001)	Falsos negativos 0,33 (p=0,0001)	Falsos negativos 0,48 (p=0,0002)
C5 n= 135 ojos	Falsos negativos 1,29 (p=0,0015)	Falsos negativos 1,79 (p=0,0015)	Falsos negativos 1,84 (p=0,00152)
P3 n= 102 ojos	Falsos positivos 0,09 (p=0,0002)	Falsos positivos 0,12 (p=0,00018)	Falsos positivos 0,22 (p=0,0002)
P4 n= 145 ojos	Falsos negativos 0,21 (p=0,00017)	Falsos negativos 0,20 (p=0,00016)	Falsos negativos 0,22 (p=0,00017)
P5 n= 156 ojos	Falsos negativos 0,92 (p=0,0082)	Falsos negativos 1,1 (p=0,0088)	Falsos negativos 1,11 (p=0,0087)

TABLA XXIV. Valores sobre la influencia que ejerce la densidad de la catarata, sobre el resultado predictivo de los diferentes equipos, para n total= 1200 ojos.

La predictibilidad, en pacientes sin patologías asociadas, para el MAP fue muy alta, con un rango de error bajo, en comparación con los otros dos equipos.

Siendo el que menos se ha visto influenciados por la densidad de la catarata; demostrándonos así su alta fiabilidad. En la TABLA XXIV, podemos ver un resumen de la influencia de la densidad de la catarata sobre el resultado predictivo de cada uno de los equipos.

La visión obtenida con el PAM[®], fue igual o mejor a la agudeza visual postoperatoria, similar a la obtenida con el MAP. Ocurrieron falsos positivos en cerca de un 15,83% de los casos, principalmente con el Lambda[®], en 0,285 líneas de visión. Con el Lambda[®] obtuvimos un potencial visual mejor al que el paciente obtuvo con su mejor corrección refractiva post-operatoria. En nuestra opinión los valores de falsos positivos obtenidos, hacen referencia a una infraestimación de la agudeza visual postoperatoria corregida, debida al defecto refractivo, a la corrección óptica y a las aberraciones inducidas por el defecto refractivo, miopías, hipermetropías y los astigmatismos elevados. Para comprobarlo, estos mismos pacientes fueron valorados postoperatoriamente con los tres equipos, siendo la Agudeza Visual, igual a la determinada preoperatoriamente, ver la TABLA XXV; y por lo tanto se redujo el valor de falsos positivos. Además debemos tener en cuenta la dificultad que tiene el Lambda[®] para valorar visiones superiores a 0,8 para valores de 0,9 y 1,0

RELACION DEL DEFECTO REFRACTIVO Y LA AGUDEZA VISUAL POTENCIAL

LOC's III	MAP			PAM			LAMBDA		
	AVP pre	AVP post	F+	AVP pre	AVP post	F+	AVP pre	AVP post	F+
C3 n= 98 ojos	0.9	0.9	0.08	0.7	0.8	0.09	0.8	0.8	0.09
P3 n= 102 ojos	0.9	0.9	0	0.8	0.8	0.03	0.8	0.8	0.08

TABLA XXV. Relación del defecto refractivo y la agudeza visual potencial; donde AVP pre: Agudeza Visual Potencial Preoperatoria y AVP post: Agudeza Visual potencial Postoperatoria. F+: falsos positivos en líneas de visión.

Hay momentos en que las tribulaciones se presentan en nuestras vidas y no podemos evitarlas. Pero están allí por algún motivo. Sólo cuando ya las hemos superado entenderemos por qué estaban allí.

Paulo Coelho

V. DISCUSION

V. DISCUSION

Diferentes estudios sobre la Agudeza Visual Potencial usando el Guyton-Minkowski PAM[®], realizados por otros investigadores, entre ellos Alio²⁹⁹ en España, Sherman³⁰⁰, Spunny³⁰¹, Gómez³⁰² corroboraron los resultados obtenidos inicialmente por Minkowski y Guyton²¹⁰, demostrando una alta predictibilidad del PAM[®]. Fue Severin³⁰³, en 1988, con un grupo poblacional más extenso de 210 casos quien hizo referencia a la baja predictibilidad de este equipo, en cataratas muy densas. Pero ha sido Tetz³⁰⁴ quien habiendo estudiado un grupo poblacional de 343 pacientes y 63 pacientes de grupo control quien ha reportado los valores mas bajos de predictibilidad para el PAM, reportados en 86,9%. Sin embargo, debemos tener en cuenta que en su grupo poblacional se encontraban pacientes con patologías asociadas como: Degeneración macular, glaucoma y ambliopía; aumentando de este modo los falsos positivos y negativos. Los estudios de Tharp³⁰⁵ en 1994, Melki³⁰⁶ en 1999 y Stangogiannis³⁰⁷ en 2005, corroboran los hallazgos de Tetz³⁰⁴, en pacientes con cataratas y patologías oculares asociadas.

En nuestro estudio hemos podido comprobar que no solo las patologías oculares asociadas, inducen a falsos positivos o falsos negativos; sino que también, la variación en el tipo, característica y densidad de la catarata, por si mismos lo pueden hacer. De tal forma, que se hace necesario poder disponer de una buena clasificación de los diferentes tipos y estadios de la evolución de la catarata. Nos ha llamado la atención que muchos de los trabajos presentados después de 1983, por Odom³⁰⁸, Sherman³⁰⁹, Bosse³¹⁰ y Turschwell³¹¹, hacían referencia a los términos de catarata densa, muy densa, más densas, etc. cuando se referían al estadio de una catarata; en especial para expresar sus resultados estadísticos. Estos términos, son un concepto abstracto, puramente subjetivo que hace difícil valorar y contrastar los resultados entre diferentes autores. En 1989 Chylack²⁶⁴, hizo un primer intento de clasificación objetiva de las cataratas, lo que nos permitió poder correlacionar los resultados entre diferentes autores, con base a los diferentes estadios de las cataratas y valorando resultados independientes.

La clasificación LOCS III²⁶³, nos permite una organización grupal; para un mejor análisis de los datos estadísticos, para así abandonar la antigua, subjetiva y diversificada clasificación de las cataratas en densa, no muy densa, poco densa, etc. La unificación de los criterios nos permitió valorar el impacto de la catarata

sobre la predictibilidad y fiabilidad del Test en estudio. Importancia corroborada por Lasa³¹², Barrett³¹³ y Tharp³¹⁴.

Basados en el LOCS III, nuestros pacientes fueron clasificados en 3 grupos, con 10 subgrupos (ver en Capítulo IV, apartado 2): Cortical, nuclear y subcapsular posterior; siempre teniendo en cuenta la predominancia de la catarata existente; pero sabemos que en la realidad clínica, en un mismo paciente, pueden coexistir combinaciones de cataratas entre los grupos; fenómeno más acentuado cuanto mayor sea la catarata. Si nos atenemos a esta realidad clínica, nuestros pacientes deberían haber sido clasificados en un total de 69 subgrupos; a partir del valor dado por la fórmula algebraica de probabilidad de combinaciones posibles, sin repetición³¹⁵. Pero a mayor muestra, mayor serán las combinaciones posibles, y por tanto mayor probabilidad de error humano en la clasificación clínica, debido a la alta dependencia subjetiva del examinador. Y por lo tanto, difícilmente manejable desde el punto de vista estadístico. Así mismo Weinstein³¹⁶, Gus³¹⁷, Reid³¹⁸, consideran que una clasificación basándose en el LOCS III, como la usada, es suficiente y útil desde el punto de vista estadístico.

Estábamos por finalizar con nuestro trabajo de campo, cuando tuvimos conocimiento de una nueva clasificación de las cataratas; para Barraquer³¹⁹ su autor, la principal aplicación es la de predecir en el preoperatorio el grado de dureza de la catarata y por tanto la dificultad y el tipo de técnica quirúrgica más recomendable. Creemos que en un futuro inmediato, las cataratas serán clasificadas teniendo en cuenta el compromiso visual del paciente: Desde el punto de vista de calidad visual y densidad de la catarata; expresado en valores numéricos objetivos, que eviten el sesgado subjetivo, por parte del examinador.

Actualmente existen varios autores Acharya³²⁰, Qu³²¹ y Bai³²² que están de acuerdo con ello. Se están mejorando el estudio y clasificación de la catarata, creando o mejorando los equipos de diagnóstico; un ejemplo el C-Quant²⁶⁶ (cuantificador de cataratas), ya existente en el mercado podrían contribuir a ello; sin embargo, tiene el inconveniente de su precio que los hacen inoperantes, en la mayoría de los centros en especial públicos, y es aquí donde el sistema del LOCS III aún nos es útil.

Existen en el mercado dos equipos que nos permiten valorar la Agudeza Visual Potencial en pacientes con cataratas, estos son el: El Guyton-Minkowski PAM[®] y el Retinometro Lambda[®], son equipos complejos de manipular por el

examinador y de interpretar por el paciente, y que además tienen el inconveniente agregado de que la valoración se hace a ciegas, desde el punto de vista del examinador; lo que contribuye a alterar los resultados de predictibilidad y eficacia.

Chiachio³²³ en un estudio reciente del 2008, concluye que el PAM infravalora o no mejora la agudeza visual potencial con respecto a la postoperatoria en un 87% de los casos (63 ojos); con una dificultad interpretativa por parte de los pacientes. En nuestro estudio comprobamos que en el caso del PAM el paciente requiere una mayor explicación de la prueba, para evitar que los valores obtenidos sean inferiores; si a ello sumamos la densidad de las cataratas, la fiabilidad del PAM será inversamente proporcional en las cataratas nucleares NO5-NC5 y NO6-NC6. Hallazgos que coinciden con los de Carpel³²⁴, Ing³²⁵; y refutados por Christensen³²⁶ que piensa que la infravaloración de los resultados dados por el PAM[®] y el Lambda[®], son “solo” por las enfermedades oculares asociadas a las cataratas, y con el cual discrepamos.

Un reciente trabajo publicado por Colombo-Barboza³²⁷, hace referencia a la infraestimación de la agudeza visual potencial, por parte del Retinometro Lambda[®] en el 86,78% de los pacientes, en un estudio de 121 ojos, siendo el patrón de franjas usado por el test, de difícil interpretación por el paciente y en parte la causa de la infraestimación. Nuestro estudio, muestra, que con el Macular Projection test (MAP), esta infravaloración o falsos negativos, son mínimos y solamente dependientes al tipo de catarata, siendo significativamente mejores que los obtenidos por el PAM[®] y el Lambda[®], resultados que pueden verse en el capítulo IV, apartado 3 en la TABLA XII y apartado 4 en la TABLA XVI, expresado para cada tipo de catarata.

La visión valorada con el PAM[®], fue igual o mejor a la agudeza visual potencial obtenida preoperatoriamente, similar a la obtenida con el MAP. Solo ocurrieron falsos positivos en cerca de un 15,83% de los casos, siendo mayor con el Lambda[®], determinada en 0,32 líneas de visión. Contrario a lo expuesto por Reis³²⁸, quien considera que el Lambda infravalora los resultados obtenidos de Agudeza visual potencial, en dos líneas de visión, situación dada principalmente porque la escala decimal del retinometro Lambda[®] solo llega a 0,8, una gran desventaja frente a los otros dos equipos.

En nuestra opinión los valores de falsos positivos obtenidos, se hacen sobre la agudeza visual corregida con gafas, lo que infravalora la agudeza visual

postoperatoria en pacientes con ametropías muy elevadas. En caso de falsos positivos, estos pacientes deberían ser valorados, en el postoperatorio con el equipo de Agudeza Visual potencial usado. A pesar de ello, para el Lambda[®] siguió siendo superior, en relación al MAP y el PAM[®], contrariamente a los valores hallados por Reis³²⁸, donde los valores hallados, de falsos positivos, fueron similares entre el PAM[®] y el Lambda[®], en 0,28 líneas de visión.

El área ABC bajo las curvas de ROC, Gráfica 10, son un valor numérico que nos dan una medida de la capacidad diagnóstica de cada uno de los test de Agudeza visual potencial. Los ABC's obtenidos para los distintos equipos, nos han demostrado que los valores hallados para el PAM, son muy similares a los de Tharp³⁰⁵. Trabajos reportados por algunos investigadores como Loschpe³²⁹, Lasa³³⁰ y Hurts³³¹ sobre el PAM fueron ligeramente superiores a los expuestos; pero téngase en cuenta que sus trabajos han sido realizados sobre grupos poblacionales más reducidos y muy heterogéneos.

Nuestros hallazgos para el MAP, fueron muy positivos y superiores a los otros, estadísticamente significativos. De lo que se deduce que nuestro equipo es altamente fiable y predecible en la determinación de la agudeza visual potencial.

Fish et al³³² y Tetz et al³³³, han reportado que pacientes con neovascularización subretinal, edema macular u otras patologías maculares inducían a crear resultados falsos positivos. Otros autores, como Waltuck³³⁴, incluyen también, en este grupo a los pacientes con Ambliopía, lo cual puede ser explicado por una mayor estimulación de receptores más allá del área foveolar, lo que permitiría al paciente aumentar el ángulo visual y por consiguiente discriminar los optotipos de menor tamaño. Con nuestro trabajo no podemos reafirmar o refutar este planteamiento, ya que en el excluimos pacientes con patologías oculares asociadas. Esta posibilidad, queda abierta para ser estudiada y analizada en trabajos posteriores.

Mientras la valoración subjetiva de la visión se realice usando optotipos en escala de Snellen; la agudeza visual potencial debe ser valorada de igual forma para disminuir las variables y crear unificación de conceptos. Y aunque existan otros métodos, valorar la agudeza visual por escala de Snellen, siguen siendo útiles e internacionalmente establecidos; opinión que compartimos con Carpel³²⁴ e Ing³²⁵, siempre y cuando estén escalados en el alfabeto lingüístico del paciente examinado,

evitando la inducción de errores interpretativos y por lo tanto evitando los falsos negativos tanto en la agudeza visual definitiva, como en la Agudeza visual potencial.

Para Wilkinson³³⁵, el problema central en la caracterización de la función visual a través de la medición de la agudeza visual es que se trata por definición de una medida limitada y específica. Para Tharp³¹⁴ el sistema de rejillas con patrones sinusoidales del Lambda[®] tienen la ventaja que el desenfoque óptico no cambia la forma o la apariencia del patrón de la rejilla, por lo tanto no puede haber errores de interpretación que vayan en detrimento del valor final de la Agudeza Visual. En nuestra opinión el patrón de rejilla tiene dos inconvenientes: la falta de familiarización por parte del paciente, en relación al test aplicado; y como segundo inconveniente, el que no se corresponde con la prueba estándar de Snellen, corroborado por los estudios de Levi³³⁶.

El Retinometro Lambda[®], produce franjas luminosas y oscuras en la retina, que pueden variar de anchura y de orientación para determinar el espacio más estrecho en el cual el paciente aún puede percibir la orientación luminosa correcta, y medir el “grado” de agudeza visual. Para Tharp³¹⁴ la ventaja del retinometro Lambda[®] radica en que el espacio entre estas barras puede variar, haciéndolos más cercanos uno del otro, hasta que el paciente no pueda identificar a donde apuntan.

Sin embargo, a pesar de esta ventaja expresada por Tharp³¹⁴, algunos pacientes se confunden y no pueden interpretar bien las franjas, contrariamente a lo que ocurre, cuando leen toda la cartilla de Snellen de forma continua. Con la cartilla de Snellen, se sienten seguros ya que es una experiencia más sencilla. El médico a su vez puede relacionar mejor la visión con la cartilla de Snellen que haciendo una gráfica de la agudeza visual, lo que afecta considerablemente su sensibilidad, y contribuye a aumentar los falsos negativos en los resultados estadísticos; datos corroborados por Cuzzani³³⁷ y Faulkner³³⁸, que mantienen que los tests de Agudeza Visual Potencial deben de usar iguales patrones a los tests estándares usados para determinar la agudeza visual, para evitar inducir falsos positivos.

El Guyton- Minkowski PAM[®] y el Retinometro Lambda[®] permiten medir la agudeza visual potencial de forma automática, pero presentan el inconveniente de medir sólo parte de la óptica visual³³⁹, en solo una dirección, a partir del paciente. Sin embargo el MAP, permitirá una doble dirección de información del médico al paciente y viceversa.

Revisando la literatura, sobre Agudeza Visual Potencial, llama la atención la existencia de varios trabajos Chiachio³²³, Barret³⁴⁰ y Patel³⁴¹ en el que reportan sus resultados de agudeza visual en función de LogMAR (logaritmo Matricial)²⁹⁶. La graduación de las escalas de Agudeza Visual, en LogMAR, confiere una ventaja sobre las escalas decimales –incluyendo la de Manoyer-, porque fracciona la agudeza visual en 14 valores decimales equivalentes; sin embargo, tiene el inconveniente de obviar los valores correspondientes a la escala decimal del 0.7 y del 0.9. Dentro de la clínica esta clasificación podría ser útil, pero para la cuantificación de la Agudeza Visual Potencial, no nos aportan mayores datos que la escala decimal usada por nosotros y el PAM[®].

En el Guyton-Minkowski PAM[®] las escalas de agudeza visual están expresadas en una escala de 10 valores decimales; valores similares a los de la escala de Snellen y de Manoyer, por lo tanto no justificamos el uso de la escala de LogMAR, ya que dejaríamos sin cuantificar los valores de agudeza visual del 0.7 y del 0.9. Mientras que en el Retinometro Lambda[®], la escala esta expresada en 6 valores decimales (0.06, 0.12, 0.32, 0.50, 0.63, 0.80), dejando excluidos los valores para agudezas visuales como el 0.2, el 0.4, el 0.7, el 0.9 y el 1.0; puede ser útil la escala de LogMAR, pero esto contribuye a infravalorar la agudeza visual potencial. Sí el objetivo fuera crear más subdivisiones, podría hacerse con el empleo de una escala más completa, como es la de Márquez³⁴², que consta de 21 términos. En ella los valores de la agudeza visual oscilan entre 0.1 y 2.0. Pero esta escala sería excesiva y poco operativa, en la práctica clínica. Por lo tanto para muchos autores como Severin³⁰³, Guyton²⁶², Datiles²⁶⁸, Tetz³⁰⁴ y Heredia Garcia³⁴³, entre otros, la escala decimal tradicional de 10 valores es satisfactoria y suficiente para determinar la Agudeza Visual Potencial.

Los defectos refractivos como el astigmatismo, las miopías y las hipermetropías por si mismas no afectaron la predictibilidad en ninguno de los tres test. Pero la densidad de la catarata influyó sobre la predictibilidad de las tres pruebas. Datos similares reportaron Fish³³², Waltuk³³⁴ y Guyton³³⁹, este fenómeno esta ligado al incremento de la densidad central de la opacidad a partir de NO4-NC4; caso contrario cuando la opacidad es difusa y regular, como ocurre con NO3-NC3 y P3, lo que nos permite obtener valores más fiables. Datiles et al²⁶⁸ y Tetz et al³⁰⁴, justificaron este hecho a que la disminución de la agudeza visual potencial preoperatoria puede ser debida al resultado de la amplificación de la distorsión

inducida por el paso de la luz a través del cristalino cataratoso, y confirmado por Levi³³⁶.

Con 1200 ojos, hemos podido comprobar que la capacidad de los equipos para predecir la agudeza visual potencial, empeoraba a medida que aumentaba la densidad de la catarata en la misma línea de lo publicado por: Severin³⁰³ con 210 ojos, Alio²⁹⁹ con 130 ojos, o Minkoeski-Guyton²¹⁰ con 120 ojos. En todos los trabajos, los equipos usados para determinar la agudeza visual tendieron a subestimar el resultado de la visión postoperatoria del paciente; aunque los valores hallados en nuestro estudio fueron similares para el PAM, los valores estadísticos hallados para el MAP, fueron mejores. Esta ventaja, sobre los otros dos equipos, la atribuimos a la posibilidad de poder visualizar simultáneamente la región macular del paciente, al mismo tiempo que lo sometemos al test.

Los síntomas y motivaciones preoperatorios de nuestros pacientes para ser operados de cataratas; no han diferido, de los anteriormente presentados, ni por otros autores como Prager³⁴⁴, Dawson³⁴⁵, Reskinoff³⁴⁶, Brian³⁴⁷, ni por el estudio framingham³⁴⁸. En nuestro estudio, el uso de los tests de Agudeza Visual Potencial, aumentaron las expectativas y la motivación para la intervención del ojo contra lateral. El hecho de predecir y acertar en el resultado de agudeza visual postoperatoria, crea en el paciente seguridad y aumenta la confianza hacia el cirujano.

La información recogida en nuestra propia experiencia, en el presente trabajo, refleja que el efecto de la cirugía es significativo en la mejora de la agudeza visual y en la percepción que sobre su propia función visual tiene el paciente.

Para Prager³⁴⁴; los cambios experimentados tras la cirugía parecen incidir en la percepción de los pacientes sobre su propio estado de salud: estos hechos quedan reflejados en la satisfacción visual obtenida en función de la agudeza visual potencial. Así creemos, que las expectativas visuales del paciente estarán basadas en hechos reales obtenidos en la clínica y en lo posible carentes de falsas ilusiones, obviamente todo ello matizado por una excelente relación médico-paciente características recogidas en el estudio framingham³⁴⁸

Así mismo compartimos la opinión de Cuzzani³⁴⁹ donde en un contexto como el que se da en cirugía de catarata, con incrementos permanentes de peticiones interanuales, donde existen problemas de lista de espera y con una población exigente con los resultados; dichos resultados no están sólo relacionados con la

mejora de la visión, sino también con la percepción de su calidad de vida. Por ello, la introducción en la práctica de la determinación de la agudeza visual potencial, es una medida que ayudaría a reducir la variabilidad en la práctica entre profesionales y que garantizaría una práctica asistencial de calidad. Creemos al igual que Barrett³⁰⁷ que deben ser tenidos en cuenta, además de criterios clínicos, las expectativas y necesidades percibidas por el paciente y como plantea Javitt³⁵⁰, contribuirán a colaborar a la optimización de los sistemas de salud.

Somos conscientes que la verdadera utilidad de los medidores de Agudeza Visual Potencial, en pacientes con cataratas, la encontraremos en aquellos casos que concomitan con una patología asociada, como pueden ser las patologías con pérdida de transparencia corneal, en las alteraciones vítreas y en las patologías con afectación macular o retinal; pero al tratarse de un nuevo equipo, tanto en su diseño, como en su manufactura, debíamos compararlo previamente con los ya existentes en situaciones de normalidad. Es a partir de ahora, que trabajos e investigaciones futuras pueden confirmar, si realmente el MAP es superior a los otros dos, en cataratas asociadas a otras patologías. La invitación queda abierta.

*Todo cabe en lo breve.
Pequeño es el niño y encierra al hombre,
estrecho es el cerebro y cobija el pensamiento,
no es ojo más que un punto y abarca leguas.*

Alejandro Dumas

VI. CONCLUSIONES

VI. CONCLUSIONES

1. El MAP permite la evaluación objetiva y subjetiva de la calidad óptica del ojo y de la capacidad visual. Con este instrumento se han obtenido resultados positivos en diferentes estadios de cataratas demostrando su potencialidad. Una de las áreas de aplicación más prometedoras para el MAP es la cirugía de catarata.
2. El MAP, es un instrumento de muy bajo costo que sería de gran utilidad para ser implantado en lugares con recursos económicos controlados como es el caso de la salud pública.
3. La principal ventaja del sistema MAP de proyección macular sobre el PAM[®] y el Lambda[®] es la simplicidad de su diseño y la sencillez en su manejo, haciendo que la exploración de la Agudeza Visual Potencial, vuelva a ser considerada como una prueba de rutina, en el preoperatorio de cataratas.
4. El MAP es un equipo de una alta sensibilidad y especificidad; muy útil y eficaz en la determinación de la agudeza visual potencial.
5. La predictibilidad, en pacientes sin patologías asociadas, para el MAP fue muy alta, con un rango de error bajo, en comparación con los otros dos equipos. Siendo el MAP, el que menos se ha visto influenciados por la densidad de la catarata; demostrándonos así su alta fiabilidad, situación que queda reflejada en la TABLA XXIV.
6. El MAP con una sensibilidad de 0.9402 y una fiabilidad de α igual a 0,86, ha demostrado ser más eficaz que el PAM[®] con una sensibilidad de 0.9335 y una fiabilidad de α igual a 0,85; y significativamente superior que el retinometro Lambda con una sensibilidad 0.9289 y con una fiabilidad de α igual a 0,75. . Valores estadísticamente significativos con una $p=0,00023$.
7. El MAP nos permite visualizar el fondo ocular del paciente, al mismo tiempo que se realiza la prueba; lo que mejora sensiblemente la especificidad del MAP, sobre los otros equipos. La especificidad es de 0.258 para el PAM[®], de 0.200 para el Lambda[®] y de 0.285 para el MAP; valores estadísticamente significativos ($p=0,0036$).
8. Aunque la Predictibilidad en pacientes, sin patologías asociadas, para el LAMBDA fue alta, del 92,94% y el rango de error fue calculado para $\pm 0,5$ ($p=0,00154$); La fiabilidad expresada por el coeficiente alfa, demostró que era baja, en 0,75.

*Reading maketh a full man, conference a ready man
and writing an exact man.*

Sir Francis Bacon

VII. BIBLIOGRAFIA

VII. BIBLIOGRAFIA

1. Piñero Bustamante A. *Aparato Ocular*. Pharma Consult, S.A. Barcelona, 1992. Pagss: 745.
2. Hubel D.H. *Eye, brain and vision*. New York and Basingstoke: W.H Freeman and Company (Ed), New York, 1995. Pagss: 465.
3. Happe W. *Memorix Oftalmología*. Editores Médicos, S.A. Barcelona, 1999. Pagss: 522.
4. López Piñero J.M. *La Medicina en la historia*. Salvat Editores, S.A. Barcelona, 1981. Pagss: 331.
5. Odom J.V, Chao G-M, Weinstein G.W. *Preoperative prediction of postoperative visual acuity in patients with cataracts: a quantitative review*. Doc Ophthalmol 1988; 70:5-17
6. Ioschpe G.P, Kwitko I, Roehe D, Kwitko S. *Potential acuity meter accuracy in cataract patients*. J Cataract Refract Surg 2000; 26:1238-1241.
7. Johns K.J et al. Lens and Cataract. En: Weingeist T.A, Liesegang T.J, Grand M.G. *Basic and Clinical Science Course*. The Foundation of the American Academy of Ophthalmology 2001. Section 11. San Francisco, C.A. 2001. Pagss: 634.
8. Lasa M.S.M, Datiles M.B III, Freidlin V. *Potential vision tests in patients with cataracts*. Ophthalmology 1995;102:1007-1011.
9. Hurts M.A, Douthwaite W.A. *Assessing vision behind cataract. A review of methods*. Optom Vis Sci 1993;70:903-913.
10. Henson D.B. *Optometric Instrumentation*. Butterworths, London, 1996. Pagss: 524.
11. Nataloni R. *Instrumentassesses potential vision after cataract removal with coexisting disease*. Ocular Surgery News; 1994: (07), Vol 12, No.14.
12. Fowles G. R. *Introduction to modern Optics*. Editorial Holt, Rinehart and Wisnton N. Y. 1975. Pagss: 375.
13. Boj P.J, García A, García J.R. *Instrumentos Oftálmicos y Optométricos*. Universidad de Alicante, 1993. Pagss: 467.
14. Smith G, Atchison D.A. *The Eye and Visual Optical Instruments..* Capitulo 22. Cambridge University Press. Cambridge, 1996. Pagss: 322.
15. Marcén J, Nicolás I. *Instrumentos Optométricos*. Universidad Complutense de Madrid, 1992. Pagss: 345.
16. Hecht. *Optics*. Editorial Addison-Wesley. Boston, 1987. Pagss: 631.
17. Blakemore C, Campbell F.W. *On the existence of neurons in the human visual system selectively sensitive to the orientacion and size of the retinal image*. Journal of Psychology, 1969; 203: 237-260.
18. American Psychological Association. *Technical recommendations for psychological tests and diagnostic techniques*. Psychological Bulletin, 51 (2), 14-18. 1954. Pagss: 567.
19. Crawford Jr. Ondas. *Berkeley Physics Course*. Volumen III.. Editorial Reverté. Barcelona, 1977. Pagss: 361.
20. Sears T. W. *Óptica*. Editorial Aguilar. Madrid, 1970. Pagss: 221.
21. Aguilar M, Mateos F. *Óptica Fisiológica*. Tomo 2. Universidad Politécnica de Valencia-Servicio de Publicaciones. Valencia, 1994. Pagss: 439.

22. Artigas J.M, Capilla P, Felipe A, Pujol J. *Optica Fisiológica. Psicofísica de la Visión*. McGraw-Hill. InterAmericana. Madrid, 1995. Pagss: 449.
23. Bennet A.G, Rabbetts R.G. *Clinical Visual Optics*. Oxford: Butterworths. Oxford, 1992. Pagss: 394.
24. Gessell A., Igs, F.L, Bullis G.E. et al. *Vision: Its Development in Infant and Child*. Paul B.Hoeber. New York, 1961. Pagss: 442.
25. Burg A. *Visual acuity as measured by dynamic and static tests: A comparative evaluation*. J Applied Psychology, 1966, 50, 460-466.
26. Duke Elder W. S. *Ophthalmic Optics refraction*, Londres, 1970. Pagss: 311.
27. Smith G, Atchison D. A.: *The Eye and Visual Optical Instruments*. Cambridge University Press. Cambridge, 1996. Pagss: 298.
28. Duke Elder W. S. *Recientes adquisiciones en Oftalmología*. Ophthalmic Optics Refraction, Londres, 1970. Pagss: 497.
29. Cetto A.M. *La luz, La Ciencia para todos*. Secretaría de Educación Pública/Fondo de Cultura Económica, No. 32. México, 1987. Pagss: 443.
30. Lira J. *La percepción remota: nuestros ojos desde el espacio*. La Ciencia para todos, Secretaría de Educación Pública/Fondo de Cultura Económica, No. 33. México, 1987. Pagss: 203.
31. Mueller C, Rudolp M. *Luz y visión*, Time-Life International, Holanda, 1969. Pagss: 215.
32. Van Heel A.C.S, Velzel C. H. F. *¿Qué es la Luz?*. McGraw-Hill Book Co. Madrid, 1968. Pagss: 313.
33. Hecht J, Teresi D. *El rayo láser*. Biblioteca Científica Salvat, Salvat Editores, Barcelona, 1987. Pagss: 295.
34. Lovell D.J. *Optical Anecdotes*. SPIE/The International Society for Optical Engineers, Bellingham, Washington, 1981. Pagss: 367.
35. Schawlow A. *Lasers and Light*. W. H. Freeman and Company, San Francisco, 1969. Pagss: 354.
36. Fransoy Bel M, Caum Aregay J, Salvadó Arqués J. *Tecnología óptica. Lentes oftálmicas, diseño y adaptación*. Ediciones UPC. 1ª ed. Barcelona, 2001. Pagss: 457.
37. Felipe Marcet A, Albarrán C. *Manual de óptica Geométrica*. Universidad de Valencia, 220p, 1ª ed. Valencia, 1998. Pagss: 399.
38. Mejías P, Martínez Herrero P. *Óptica Geométrica*. Ed. Síntesis. Madrid, 1999. Pagss: 208.
39. Wertheimer M. *Experimentelle Studien über das Sehen von Bewegung*. Zeitschrift Psychol, 61: 161-265. 1912.
40. Gibson J.J. *The ecological approach to visual perception*. Houghthon Mifflin. Boston, 1979. Pagss: 298.
41. Shannon C.E. *The Mathematical Theory of Communication*. Urbana, University of Illinois Press. Illinois, 1949. Pagss: 305.
42. Arrechi F.T, Giacomelli G, Ramazza PL, Residori S. *Experimental evidence of chaotic itinerancy and spatiotemporal chaos in optics*. Phys Rev Lett 1990; 65 (20): 253 1-34.
43. Aguilar M, Mates F. *Óptica Fisiológica*. . Servicios de publicaciones. Universidad Politecnica de Valencia. Tomo I. Valencia, 1993. Pagss: 388.
44. Rabbets R.B. *Clinical visual optics*. Butterworth-Heineman. Oxford, 1998. Pagss: 356.

45. Bailey I.L. *Visual acuity*. En: Edwards K, Llewellyn R. *Optometría*. Editorial Masson S.A, Barcelona. 1993. Pagss: 265.
46. Campbell F.W, Green DG. *Optical and retinal factors affecting visual resolution*, J. *Physiol*. 1965, 181: 576-59-3.
47. Le Grand Y. *Óptica Fisiologica*. Sociedad Española de Optometria. Tomo I. Madrid. 1984. Pagss: 434.
48. Romero J, Garcia J.A, Garcia A. *Curso introductorio a la óptica Fisiologica*. Ediciones Comares. Granada, 1996. Pagss: 279.
49. Solans Barri T, Garcia Sánchez J, et als. *Refracción ocular y baja visión*. Sociedad Española de Oftalmología. Mac line, S.L. España 2003. Pagss: 397.
50. Lorrain J, Corson T. *Campos y ondas electromagnéticas*. Editorial Selecciones Científicas. Madrid, 1972. Pagss: 317.
51. Reitz J. R., Milford F. J., Christy R. W. *Fundamentos de la teoría electromagnética*. Editorial Addison-Wesley Iberoamericana. Barcelona, 1996. Pagss: 456.
52. Sears T. W. *Óptica*. Editorial Aguilar. Madrid, 1970. Pagss: 446.
53. Cheng D. K. *Fundamentos de electromagnetismo para ingeniería*. Editorial Addison-Wesley Iberoamericana. Barcelona, 1997. Pagss: 439.
54. Crawford Jr. *Ondas*. Berkeley Physics Course. Editorial Reverté. Madrid, 1977. Pagss: 345.
55. Panofsky P. *Classical electricity and magnetism*. Addison-Wesley. Bostón, 1972. Pagss: 333.
56. Purcell. *Electricidad y Magnetismo*. Berkeley Physics Course. Reverté. Madrid, 1969. Pagss: 267.
57. Feynman G, Leighton T, Sands P. *The Feynman Lectures on Physics: Electromagnetismo y materia*. Fondo Educativo Interamericano. Madrid, 1972. Pagss: 401.
58. Landau S, Lifshitz T. *Física Teórica*. Electrodinámica de los medios continuos. Editorial Reverté. Madrid, 1975. Pagss: 322.
59. Garret J, Calder J. *35 mm El manual de fotografía*. Blumme, Barcelona, 2002. Pagss: 248.
60. Tarasov. *Basic Concepts of Quantum Mechanics*. Editorial Mir. Moscú, 1980. Pagss: 367.
61. Galindo A., Pascual P. *Mecánica Cuántica*. Editorial Eudema. Madrid, 1989. Pagss: 366.
62. Wichman. *Mecánica Cuántica*. Berkeley Physics Course. Reverté. 1977. Pagss: 645.
63. Feynman, Leighton, Sands. *The Feynman Lectures on Physics: Mecánica Cuántica*. Fondo Educativo Interamericano. Barcelona, 1971. Pagss: 368.
64. Bröcker. *Atlas de Física Atómica*. Alianza Editorial. Barcelona, 1988. Pagss: 355.
65. Landau, Lifshitz. *Física Teórica. Mecánica Cuántica (teoría no-relativista)*. Editorial Reverté. Madrid, 1972. Pagss: 404.
66. Wertheimer M. *Experimentelle Studien über das Sehen von Bewegung*. Zeitschrift Psychol, 1912, 61: 161-265.
67. Shannon C.E. *The Mathematical Theory of Communication*. Urbana, University of Illinois Press. Illinois, 1949. Pagss: 316.
68. Garner W.R. *The analysis of unanalysed perceptions*, En: M. Kuboby, J.R . Pomerantz, *Perceptual Organization*, Hillsadle, N.J. Erlbaum, 1981. Pagss: 331.
69. Kanizsa G. *Organization in Vision: Essays on Gestalt Perception*. Praeger. New York, 1979. Pagss: 330.

70. Biederman I. *Recognition by components: A theory of human image understanding*. Psychol. Rev. 1987, 94: 115-147.
71. Campbell F.W, Green D.G. *Optical and retinal factors affecting visual resolution*. J. Physiol. 1965, 181: 576-59-3.
72. Frisby J.P. *Seeing, Illusion, Brain ans Mind*. Roxby & Linsey Ltd. Oxford University Press, 1979. Pags: 234.
73. Blakemore C, Campbell F.W. *On the existence of neurons in the human visual system selectively sensitive to the orientacion and size of the retinal image*. Journal of Psychology, 1969: 203, 237-260.
74. American Psychological Association. *Technical recommendations for psychological tests and diagnostic techniques*. Psychological Bulletin, 1954: 51 (2), 14-18.
75. Gibson J.J. *The perception of the visual world*. Houghton Mifflin. Boston, 1950. Pags: 442.
76. Pasternak T, Merigan W.H. *Motion perception following lesions of the superior temporal sulcus in the monkey*. Cereb. Cortex 1994, 4:247-259.
77. Marr D, Hildreth E. *Theory of edge detection*. Proc. Roy. Soc. Lond. 1980, 290: 199-218.
78. Palmer S.E. *Physiology 126, Visual Perception*. Vol 2, Berkeley, University of California, 1991. Pags: 331.
79. Hecht E. *Optica*. E. Addison Wesley. Bostón, 1995. Pags: 378.
80. Treisman A.M. *Features and Objects in visual processing*. Scientific American, 1986, 11: 106-115
81. Calvo Padilla M.L. *Óptica Avanzada*. Coordinadora Ariel. Barcelona, 2002. Pags: 635.
82. Allen L, Beijersbergen M.W, Spreeuw RJC, Woerdman JP. *Orbital angular momentum of light and the transformation of Laguerre-gaussian laser modes*. Phys Rev A 1992; 45 (11): 8185-89.
83. Escofet J. *Óptica Geométrica*. Editorial Ariel, Barcelona, 2004. Pags: 298.
84. Martínez Herrero R, Mejías P. *Jugando con la Luz: Óptica practica para curiosos*. Nivola libros ediciones. Madrid, 2006. Pags: 329.
85. Lamme V.A.F. *The neurophysiology of figure-ground segregation in primary visual cortex*. J. Neurosci, 1995, 15: 1605-1615.
86. Barlow H.B, Levick R.W. *The mechanism of directional selectivity in the rabbit's retina* J. Physiol 1965, 173: 477-504.
87. Ullman S. *The interpretation of structure from motion*. Proc. R. Soc. Lond. 1979, 203: 405-426.
88. Pasternak T, Merigan W.H. *Motion perception following lesions of the superior temporal sulcus in the monkey* Cereb. Cortex 1994, 4:247-259.
89. Merigan W.H et al. *Does primate motion perception depend on the magnocelular pathway*. J. Neurosci. 1991, 11: 3422-3429.
90. Hubel D.H, Wiesel T.N. *Brain mechanism of vision*. Scientific American 1979, 82: 84-97.
91. Flandrin J.M, Jeannerod M. *Effects of unilateral. superior colliculus ablation on oculomotor and vestibuloocular responses in the cat*. Experimental Brain Research. 1981,42: 73-80.
92. Sokolov E.N. *Perception and the conditioned reflex*. Pergamon Press. London, 1963. Pags: 379.
93. Farrimond T. *Visual and auditory performance variations with age: some implications*. Australian J Psychology, 1967: 19 (3), 193-201.
94. Malacara D. *Optica Básica*. Editorial F.C.E, 532 p, 1ª ed. Mexico, 2006. Pags: 289.

95. Fernandez Sanchez V. A; Montes Mico, R. *Optometría: Test preliminares, refracción y pruebas funcionales*. Ed. Diego Marín. Murcia, 2005. Pagss: 223.
96. Shepeliov A.V. *Óptica: Lo que no se puede olvidar*. Editorial URSS. Moscu, 2003. Pagss: 361.
97. Campbell F.W, Robson J.G. *Application of Fourier analysis to the visibility of gratings*. J. Physiolo, 1968, 197: 551-566.
98. Ginsburg A.P. *Spatial filtering and visual form perception* En: K.R. Boff, L.Kaufman and J.P. Thomas (eds) *Handbook of Perception and Human Performance*. Vol. 2. New York, 1986. Pagss: 465.
99. Grosvenor T. *Optometría de atención primaria*. Editorial Ariel. Barcelona, 2004. Pagss: 476.
100. Castañé Farran M, Ondategui Parra J.C; Borràs García M.R. *Optometría, Manual de exámenes clínicos*. Ediciones UPC. Barcelona, 1999. Pagss: 354.
101. Scharchar R.A, Tello C, Cudmore, DP, Liebmann JM, Black TD, Ritch R. *In vivo increase of the human lens equatorial diameter during accommodation* . Am J Physiol 1996; 271: 670-676.
102. Fincham E. *The mechanism of accomodation*. Br J Ophthalmol 1937;8:1-80
103. Helmholtz H.V. *Über die akkommodation des auges*. Graefe's Arch Klin Ophthalmol 1855; 1-74.
104. Berlyne D.E. *Conflict, Arousal and Curiosity*. Mc Graw-Hill. New York, 1960. Pagss: 305.
105. Eccles J. *The Brain and the Unity of Conscious Experience*. Cambridge University Press. London, 1965. Pagss: 354.
106. Treisman A.M, Gelade G. *A feature-integration theory of attention*. Cognitive Psychology 1980, 12: 97-136.
107. Kahneman D. *Attention and Effort*. Englewood-Cliff. New Jersey, Prentice Hall, 1973. Pagss: 282.
108. Prinzmetal W et al. *The phenomenology of attention part 2: Brightness and contrast*. Journal of Experimental Psychology, Human Perception and Performance. New York, 1999. Pagss: 198.
109. Broadbent D.E. *Perception and Communication*. Pergamon Press. London, 1958. Pagss: 432.
110. Deutsch J.A, Deutsch D. *Attention: Some theoretical considerations*. Psychological Review. 1963; 70: 80-90.
111. De Lange D.Z.N. *Research into the Dynamic Nature of the Human Fovea, Cortex Systems with Intermittent and Modulated Light. II. Phase Shift in Brightness and Delay in Color Perception*. J Opt Soc Am 48: 784-789. 1958.
112. Hart Jr, W.M. *The temporal responsiveness of vision*. En: Moses, R. A. and Hart, W. M. *Adler's Physiology of the eye*. Mosby Company. St. Louis, 1987. Pagss: 359.
113. Kelly DH. *Spatio-temporal frequency characteristics of color-vision mechanisms*. J Opt Soc Amer 64: 983-990. 1974.
114. Artigas J.M., Capilla P, Felipe A, Pujol,J. *Optica Fisiológica. Psicofísica de la Visión*. McGraw-Hill. InterAmericana. Madrid, 1995. Pagss: 297.
115. Bennet A.G, Rabbetts R.G. *Clinical Visual Optics*. Butterworths. Oxford, 1992. Pagss: 382.
116. Duke Elder W.S. *Ophthalmic Optics refraction*. Londres, 1970. Pagss: 331.
117. Kulikowski J.J, King-Smith P.E. *Spatial arrangement of line, edge and grating detectors revealed by sub-threshold summation*. Vision Research, 1973, 13, 1455-1478.
118. Tyler C.W, Hamer R.D. *Analysis of visual modulation sensitivity. IV. Validity of the Ferry-Porter law*. J Opt Soc Amer A, 1990, 7:743-759.

119. Aguilar M, Stiles W.S. *Saturation of the rod mechanism of the retina at high levels of stimulation*. *Optica Acta*. 1954, 1: 59-65.
120. Barlow H.B. *Increment thresholds at low intensities considered as signal noise discriminations*. *J Physiol*, 1958, 141:337-350.
121. Barlow H.B. *The physical limits of visual discrimination*. En: Giese A. C. *Photophysiology*. Chapter 16. Academic Press. New York, 1964. Pags: 389.
122. Fransoy Bel M, Caum Aregay J, Salvadó Arqués J. *Tecnología óptica. Lentes oftálmicas, diseño y adaptación*. Ediciones UPC. Barcelona, 2001. Pags: 402.
123. Felipe Marcet A, Albarrán C. *Manual de óptica Geométrica*. Universidad de Valencia. Valencia, 1998. Pags: 367.
124. Hallett P.E. *The variations in visual threshold measurement*. *J Physiol*, 1969, 202:403-419
125. Pirenne M.H. *Dark Adaptation and Night Vision*. En: Davson, H. (ed), *The Eye*, vol 2. London, Academic Press. 1962.
126. Pirenne M.H. *Rods and Cones*. En: Davson, H. *The Eye*, vol 2. Academic Press. London, 1962. Pags: 339.
127. Rose A. *The sensitivity performance of the human eye on an absolute scale*. *J Opt Soc Amer*, 1948, 38:196-208.
128. Brown J.L. *Flicker an Intermittent Stimulation*. En: Graham, C. H., (ed), *Vision and Visual Perception*. John Wiley and Sons, Inc. New York, 1965. Pags: 378.
129. Baylor D.A, Nunn B.S, Schnapf J.L. *The photocurrent, noise and spectral sensitivity of rods of the monkey Macaca fascicularis*. *J Physiol*, 1984, 357: 575-607.
130. Cornsweet T.N. *Visual Perception*. Academic Press. New York, 1970. Pags: 396.
131. Davson H. *Physiology of the Eye*, 5th ed. Macmillan Academic and Professional Ltd. London. 1990. Pags: 452.
132. Bowmaker J.K, Dartnall H.J. *Visual pigments of rods and cones in human retina*. *J Physiol*. 298: 501-511. 1980.
133. Cole B.L. *The handicap of abnormal colour vision*. *Aust J Optom*, 1972, 55:304-310
134. Graham C.H. *Color: Discriminations that Depend on Wavelength*. En: Graham, C. H. (ed), *Vision and Visual Perception*. John Wiley and Sons, Inc. New York, 1965. Pags: 394.
135. Moses R.A, Hart W.M. *Adler's Physiology of the eye, Clinical Application*. 8th ed. The C. V. Mosby Company. St. Louis, 1987. Pags: 359.
136. Schwartz S.H. *Visual Perception*. 2nd ed. Appleton and Lange. Connecticut, 1999. Pags: 456.
137. Smith V.C, Pokorny J. *Spectral sensitivity of the foveal cone photopigments between 400 and 500 nm*. *Vision Res*, 1975, 15: 161-171.
138. Svaetichin G. *Spectral responses from single cones*. *Acta Physiol Scand*, 1956, 39 (Suppl 134): 17-46.
139. Zrenner E, Gouras P. *Characteristics of the blue sensitive cone mechanism in primate retinal ganglion cells*. *Vision Res*, 1981, 21: 1605-1609.
140. Ruiz Mejía C. *Trampas de luz La Ciencia para todos*, núm.27, Secretaría de Educación Pública/Fondo de Cultura Económica, México, 1987. Pags: 213.

141. Cetto A.M. *La luz La Ciencia para todos*, núm. 32, Secretaría de Educación Pública. Fondo de Cultura Económica, México, 1987. Pagss: 234.
142. Lira J. *La percepción remota: nuestros ojos desde el espacio*. La Ciencia para todos, núm. 33, Secretaría de Educación Pública/Fondo de Cultura Económica, México, 1987. Pagss: 212.
143. Conrad G. Mueller , Mae R. *Luz y visión*. Time-Life International, Holanda, 1969. Pagss: 305.
144. Van Heel A. C. S, Velzel C. H. F. *¿Qué es la Luz?* McGraw-Hill. New York, 1968. Pagss: 388.
145. Lovell D.J *Optical Anecdotes*. The International Society for Optical Engineers. Bellingham, Washington, 1981. Pagss: 361.
146. Schawlow A.L. *Lasers and Light*. W. H. Freeman and Co. San Francisco, 1969. Pagss: 441.
147. Bron A.J, Tripathi R.C, Tripathi B.J. *Wolff's Anatomy of the Eye and Orbit*. Chapman & Hall. London, 1997. Pagss: 365.
148. Rohen J.W. *Scanning electron microscopic studies of the zonular apparatus in human and monkey eyes*. Invest Ophthalmol Vis Sci 1979; 18: 133-144.
149. Glasser A, Campbell P. *Biometric, optical and physical changes in the isolated human crystalline lens with age in relation to presbyopia*. Vis Res 1999; 39: 1991- 2015.
150. Davanger M. *The suspensory apparatus of the lens. The surface of the ciliary body. A scanning electron microscopic study*. Acta Ophthalmol 1975; 53: 19-33.
151. Strenk S.A, Semmlow J.L, Strenk L.M, Muñoz P, Gronlund-Jacob J, De Marco J.K. *Age-related changes in human ciliary muscle and lens: a magnetic resonance imaging study*. Invest Ophthalmol Vis Sci 1999; 40: 1162-1169.
152. Atchinson D.A, Smith G. *Continuous gradient index and shell models of the human lens*. Vision Res 1995;35: 2529-2538.
153. Tsal Y. *Mouvements of attention across the visual field*. Journal of Experimental Physiology, Human Perception and Performance. 1983, 9: 523-530.
154. Eriksen C.W, St. Jarnes J.D. *Visual Attention within and around the field of focal attention: A zoomlens model*. Perception and Psychophysics, 1986, 40: 225-240.
155. De Valois R.L, De Valois K.K. *Spacial Vision*. Oxford University Press, Clarendon Press, 1990. Pagss: 398.
156. Palmer S.E. *Physiology 126 (Visual Perception)*, vol 2, Berkeley, University of California, 1991. Pagss: 458.
157. Zubiri X. *Inteligencia sentiente*. Alianza. Madrid, 1980. Pagss: 373.
158. Zubiri X. *Sobre el hombre*. Alianza. Madrid, 1986. Pagss: 381.
159. Bartlett N.R. *Dark and Light Adaptation*. En: Graham, C. H. (ed), Vision and Visual Perception. John Wiley and Sons, Inc. New York, 1990. Pagss: 615.
160. Palomar F.J. *Anillo-Disco Palomar: Optotipo Universal para determinar la agudeza visual*. Ver y Oír, 61, 29-35. Valencia, 1991. Pagss: 345.
161. Gil Del Rio E. *Óptica Fisiologica Clínica*. Ediciones Toray, S.A. Barcelona, 1984. Pagss:761.
162. Gessell A, Igs F.L, Bullis G.E. et al. *Vision: Its Development in Infant and Child*. Paul B.Hoeber. New York, 1961. Pagss: 377.
163. Burg A. *Visual acuity as measured by dynamic and static tests: A comparative evaluation*. J Applied Psychology, 1966, 50, 460-466.

164. Reich L.N, Bedell H.E. *Relative legibility and confusions of letter acuity targets in the peripheral and central retina*. *Optom Vis Sci* 2000;5:270-275.
165. Pelli D.G., Robson J.G, Wilkins A.J. *The design of a new letter chart for measuring contrast sensitivity*. *Clinical Vision Science*, 2, 187-199. 1988. Citado por Long, G.M., Zavod, M.J. (2002). *Contrast sensitivity in a dynamic environment: Effects of target conditions and visual impairment*. *Human Factors*, 1, (44), 120-131.
166. *Duane's Clinical Ophthalmology*, V.1 C.5, V.1 C.33, V.2 C.2, V.2 C.4, V.5 C.49, V.5 C.51, V.8 C.17, Lippincott Williams & Wilkins. New York, 2004
167. Atkinson J, Anker S, Bobier W, Braddick O, Durden K, Nardini M, Watson P, *Normal Emmetropization in Infants with Spectacle Correction for Hyperopia*. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2000; 41:3726–3731
168. Bertuzzi F, Orsoni JG, Porta M.R, Paliaga G.P, Miglior S. *Sensitivity and specificity of a visual acuity screening protocol performed with the Lea Symbols 15-line folding distance chart in preschool children*. *Acta Ophthalmol Scand*. 2006 Dec;84(6):807-11.
169. Committee on Practice and Ambulatory Medicine and Section on Ophthalmology, American Academy of Pediatrics. *Use of photoscreening for children's vision screening*. *Pediatrics* 2002;109:524-5.
170. Clarke M.P, Wright C.M, Anderson H, Henderson J.D. *Randomised controlled trial of treatment of unilateral visual impairment detected at preschool vision screening*. *BMJ*. 2003;327:1251-4.
171. Chui L, Fraser T, Hoar K, LaRoche G.R. *Negative Predictive Value of a Vision Screening Program Aimed at Children Aged 3 to 4 Years Old*. *J AAPOS* 2004;8:566-570.
172. Committee on Practice and Ambulatory Medicine of American Academy of Pediatrics, Section on Ophthalmology of American Academy of Pediatrics, American Association of Certified Orthoptists, American Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus, and American Academy of Ophthalmology. *Eye Examination in Infants, Children, and Young Adults by Pediatricians*. *Pediatrics*. 2003;111: 902-7.
173. De Becker I, McPerson H.J, LaRoche G.R, Braunstein J, Cottle R, McIntyre L.L et al. *Negative predictive value of a population-based preschool vision screening program*. *Ophthalmology*. 1992;99:998-1003.
174. Donahue S.P, Johnson T.M, Leonard-Martin T.C. *Screening for amblyogenic factors using a volunteer lay network and the MTI photoscreener. Initial results from 15,000 preschool children in a statewide effort*. *Ophthalmology*. 2000;07:637-44.
175. Donahue S.P. *How often are spectacles prescribed to "normal" preschool children?* *JAAPOS*. 2004 Jun;8(3):224-9.
176. Friendly D.S. *Desarrollo de la visión en lactantes y niños pequeños*. *Clin Pediatr Nort (ed esp)*. 1993;4:753-66.
177. Harrad R.A, McKee S.P. *Preschool vision screening: results of a systematic review*. *Surv Ophthalmol*. 1999;43:374-6.
178. Hrisos S, Clarke M.P, Wright C.M. *The emotional impact of amblyopia treatment in preschool children*. *Ophthalmology* 2004; 111: 1550–56.

179. Walline J.J, Bailey M.D, Zadnik K. *Vision-specific quality of life and modes of refractive error correction*. Optom Vis Sci 2000;12:648-652.
180. Iuorno J.D, Grant W.D, Noël L.P. *Clinical Comparison of the Welch Allyn SureSight Handheld Autorefractor Versus Cycloplegic Autorefraction and Retinoscopic Refraction*. J AAPOS 2004;8:123-127.
181. McKee S, Westheimer G. *Improvement in vernier acuity with practice*. Perception and Psychophysics, 1978, 24 (3), 258-62.
182. Kemper A.R, Margolis P.A, Downs S.M, Bordley W.C. *A systematic review of vision screening tests for the detection of amblyopia*. Pediatrics 1999;104(5 pt 2):1220-2.
183. Kemper A.R, Keating L.M, Jackson J.L, Levin E.M. *Comparison of Monocular Autorefraction to Comprehensive Eye Examinations in Preschool-aged and Younger Children*. Pediatrics 2000; 91(4 pt3): 867-875.
184. McGraw P.V, Winn B. *Measurement of letter acuity in preschool children*. Ophthal Physiol Opt. Vol 15, 1.pp S11-S17. 1995.
185. Poterio M.B, Cardillo J.A, De Senne F, Pelegrino R, Jose N.K, Norato D.Y, et al. *The feasibility of introducing a visual screening test for children during vaccination campaigns*. J Pediatr Ophthalmol Strabismus. 2000;37:68-72.
186. Snowdon S.K, Stewart-Brown S.L. *Preschool vision screening*. Health Technol assesment 1997; 1(8).
187. Soto M. *Utilidad de un programa de salud escolar para detectar déficits de agudeza visual. Atención Primaria*. 1996;18:391-4.
188. Burg A, Hulbert S.F. *Dynamic visual acuity as related to age, sex and static acuity*. J Appl Psychol, 1961, 45 (2), 111-116.
189. Campbell F.W, Robson J.G. *Application of Fourier Analysis to the visibility of gratings*. Journal of Physiology, 1968, 197, 551-566.
190. Long, G.M, Kearns D.E. *Visibility of test and icon highway signs under dynamic viewing conditions*. Human Factors, 1996, 38, 690-701.
191. Maffei L, Fiorentini F. *The visual cortex as a spatial frequency analyser*. Vision Research,1973, 13, 1255-1267.
192. Campbell F.W, Maffei L. *The influence of spacial frequency and contrast on the perception of moving patterns*. Vision Research, 1981, 21 (5), 713-721.
193. Ginsburg A, Evans D.W, Cannon J.R. *A new contrast sensitivity vision test chart*. Am J of Optom & Physiological Optics, 1983, 61 (6), 403-407.
194. Michelson A.A. *Studies in Optica*. Chicago: University of Chicago Press. 1927.
195. Hoffman L.G, Rouse M, Ryan J.B. *Dynamic Visual acuity: A review*. Journal of the American Optometric Association, 1981, 52, 883-87.
196. Burg, A. *Visual acuity as measured by dynamic and static tests: A comparative evaluation*. J Applied Psychology, 1966, 50, 460-466.
197. Van Lith G.H.M, Hekkert-Wiebenga W. *Cataract, pattern stimulation and visually evoked potentials*. Doc ophthalmol 1983; 55:107-112.

198. Kohl P, Coffey B, Reichow A, Thompson W, Willer P. *Comparative study of visual performance in Jet fighter pilots and non-pilots*. Journal of Behavioral Optometry, 1991, 5 (2), 123-126.
199. Minkowski J.S, Palese M, Guyton D.L. *Potential acuity meter using a minute aerial pinhole aperture*. Ophthalmology, 1983, 90:1360-1368.
200. Green D.G. *Testing the vision of cataract patients by means of laser-generated interference fringes*. Science 1970, Jun 5; 168(936):1240-1242.
201. Green D.G, Cohen M.M. *Laser interferometry in the evaluation of potential macular function in the presence of opacities in the ocular media*. Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol 1971 May;Jun; 75(3):629-637.
202. Gstalder R.J, Green D.G. *Laser Interferometry in corneal opacification. Preoperative visual potential estimation*. Arch Ophthalmol 1972, Mar; 87(3):269-274.
203. Dobson V. *Clinical applications of preferential looking of visual acuity*. Behav Brain Res. 1983 Oct; 10(1):25-38
204. Spekreijse H. *Comparison of acuity test and pattern evoked potential criteria: Two mechanisms underlying acuity maturation in man*. Behav Brain Res. 1983 Oct; 10(1):107-117
205. Weiter J.J, Wing G.L, Trempe C.L, Mainster M.A. *Visual Acuity related to retinal distance from the fovea in macular disease*. Ann Ophthalmol. 1984; 16(2):174-176.
206. Minkowski J.S, Guyton D.L. *New methods for predicting visual acuity after cataract surgery*. Ann Ophthalmol 1984;16:511-516.
207. Steinert R.F, Minkowski J.S, Boruchoff S.A. *Pre-keratoplasty potential acuity evaluation. Laser interferometer and potential acuity meter*. Ophthalmology 1984; Oct;91(10):1217-1221.
208. Barrett B.T, Davison P.A, Eustace P. *Clinical comparison of three techniques for evaluating visual function behind cataract*. Eye 1995; 9:722-727.
209. Cuzzani O.E, Ellant J.P, Young P.W, et al. *Potential Acuity Meter versus Scanning Laser Ophthalmoscope to predict visual acuity in cataract patients*. J Cataract Refract Surg 1998; 24:263-269.
210. Minkowski J.S, Guyton D.L. *New methods for predicting visual acuity after cataract surgery*. Ann Ophthalmol 1984; 16:511-516.
211. Kaufman P.L, Alm A. *Adler's Physiology of the Eye*. Mosby. St. Louis, 2003. Pagss: 497.
212. Glasser A, Kaufmann P.L. *The mechanism of accommodation in primates*. Ophthalmology 1999; 106: 863-872.
213. Coleman D.J. *On the hydraulic suspension theory of accommodation*. Trans Am Ophthalmol Soc 1986; 84: 846-68.
214. Fisher R.F. *The vitreous and lens in accommodation*. Trans Ophthalmol Soc UK 1982; 102: 318-322.
215. Scharchar R.A, Cudmore D.P, Black T.D. *Experimental support for Scharchar's hypothesis of accommodation*. Arch Ophthalmol 1993; 25: 404-409.
216. Koretz J.F, Kaufmann P.L, Neider M.W, Goeckner P.A. *Accommodation and Presbyopia in the human eye-aging of the anterior segment*. Vision Res 1989;29: 1685-1692.
217. Brown N. *The change in lens curvature with age*. Exp Eye Res 1974; 19: 175-183.

218. Fincham E.F. *Photomicrographs of sections of the human eye*. Trans Optical Soc 1925; 26: 198-199.
219. Hubel D.H. *Eye, brain and vision*. W.H Freeman and Company . New York, 1995. Pagss: 239.
220. Zigman S, Groff J, Yulo T, Griess G. *Light extinction and protein in the lens*. Exp Eye Res 1976; 23: 551-557
221. Garner M.H, Spector A. *Selective oxidation of cysteine and methionine in normal and senile cataractous lenses*. Proc Natl Acad Sci USA 1980; 77: 1274- 1277.
222. Rathbun W.B. *Biochemistry of the lens and cataractogenesis. Current concepts*. Vet Clin North Am (Small Anim Pract) 1980; 10: 377- 398.
223. Broekhuysse R.M. *Membrane lipids and proteins in the aging lens and cataract*. En: the Human Lens in relation to Cataract. Ciba Foundation Symposium. Sine loco, 1973. Pagss: 323.
224. Kuck J.F.R. *Composition of the lens*. En: Bellow JG, ed. Cataract and Abnormalities of the lens. Gune & Stratton. New York, 1975. Pagss: 229.
225. Giblin J.F, Mc Cready J.P, Reddy V.N. *The role of glutathione metabolism in the detoxification of H₂O₂ in rabbit lens*. Invest Ophthalmol Vis Sci 1982; 22: 330-335.
226. Ganther H.E, Hafeman D.G, Lawrence R.A, Serfass R.E, Hoeskstra W.G. *Selenium and glutathione peroxidase in health and disease: a review*. En: Prasad AS, ed. Trace Elements in Human Health and Disease. Academic Press. New York, 1976. Pagss: 323.
227. Weimar W.R, Neims A.H. *Physical and chemical properties of flavins; binding of flavins to protein and conformational effects; biosynthesis of riboflavin*. En: Rivlin R.S. Riboflavin. Plenum Press. New York, 1975. Pagss: 226.
228. McKay P.D, Fong K.L, Lai E.K, King M.M. *Possible role of vitamine E as a free radical scavenger and single- oxygen quencher in biological systems with initiate radical- mediated reactions*. En: De Duve C, Hayaisi O, eds. Tocopherol, Oxigen and Biomembranes. Elseiver. Amsterdam, 1978. Pagss: 439.
229. Orzalesi N, Sorcinelli R, guiso G. *Increased incidence of cataracts in male subjects deficient in glucose-6- phosphate- dehydrogenase*. Arch Ophtalmol 1981; 99: 69-70.
230. François J. *Les cataracts congénitales*. Masson. Paris, 1959. Pagss: 369.
231. Lambert S.R, Drack .AV. *Infantile cataracts*. Surv Ophthalmol 1996; 40: 427-458.
232. Fonseca A, Abelairas J, Carpio R, Gabarrón MI, Peralta J, Sánchez E, Pérez AC. *Cataratas infantiles*. En: Fonseca A, Abelairas J, eds. Actualización en cirugía oftálmica pediátrica. Mac Line. Madrid, 2000. Pagss: 454.
233. San Giovanni JP, Chef E, Redde G, Remaley N, Bateman J, Sugimoto T, Klebanoff M. *Infantile cataract in the collaborative perinatal project: prevalence and risk factors*. Arch Ophtahalmol 2002; 120: 1559-1565.
234. Haargaard B, Wohlfhart J, Fledelius H, Rosenberg T, Melbye M. *A nationwide Danish study of 1027 cases of congenital/ infantile cataracts. Ethiological an clinical classifications*. Ophthalmology 2004; 111: 2292-2298.
235. Haagaard B, Wohlfahrt J, Rosenberg T, Fledelius H, Melbye M. *Risk factors for idiopathic congenital/infantile cataract*. Invest Ophthalmol Vis Sci 2005; 46: 3067-3073.

236. Hejtmancik J.F, Datiles M. *Congenital and inherited cataracts*. En: Trasman W, Jaeger EA, eds. *Duane's Clinical Ophthalmology*. Lippincot. Philadelphia, 2000. Pagss: 475..
237. Strambolian D. *Current research, galactose and cataract*. *Surv Ophthalmol* 1998; 32: 333- 349.
238. Thalhammer O, Gitzelmann R, Pantlitschko M. *Hypergalactosemia and galactosuria due to galactokinase deficiency in a newborn*. *Pediatrics* 1968; 42: 441-445.
239. Levy H.L. *Sceening for galactosemia*. En: Burman D, Holton JB, Pennok CA, eds. *Inherited disorders of carbohydrate metabolism*. MTP Press. Lancaster, 1980. Pagss: 619.
240. Sperduto R, Seigel D. *Senile lens and macular changes in a population-based sample*. *Am J Ophthalmol* 1980; 90: 86-91
241. Heiba I.M, Elston R.C, Klein B.E.D. *Genetic etiology of nuclear cataract: evidence for a major gene*. *Am j Med Genet* 1993; 47: 1208- 1214.
242. Klein A.P, Duggal P, Lee K.E, O'Neill R, Bailey-Wilson J.E, Klein B.E. *Polygenic effect and cigarette smoking account for a portion of the familial aggregation of nuclear sclerosis*. *Am J Epidemiol* 2005; 161: 707-713.
243. Brian G Taylor H. *Cataract blindness- challenges for the 21st century*. *Bull WHO* 2001; 79: 249-256.3.
244. Congdon N, Broman K.W, H, Munoz B, Bowie H, Gilber D, Wojciechowski R, Alston C, West S.K. *Nuclear cataract shows significant familial aggregation in an older population after adjustment for possible shared environmental factors*. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2004; 45: 2182-2186.
245. Wright K.W, Spiegel P.H. *Anomalías del cristalino*. En: *Oftalmología pediátrica y estrabismos*. Los requisitos en oftalmología. Harcourt. Madrid, 2001. Pagss: 289.
246. Haargaad B, Fledelius H. *Down's syndrome and early cataract*. *Br J Ophthalmol* 2006; 90: 1024-1027.
247. Thylefors B, Negrel A, Pararajasegaram R, Dadzie K. *Global data on blindness*. *Bull WHO* 1995; 73: 115-121.
248. Reskinoff S, Pararajasegaram R. *Blidness prevention programmes: past, present and future*. *Bull WHO* 2001; 79: 222-226.
249. Fincham E.F. *Photomicrographs of sections of the human eye*. *Trans Optical Soc* 1925; 26: 198-199.
250. Kaufman P.L, Alm A. *Adler's Pysiology of the Eye*. Mosby. St Louis, 2003. Pagss: 359.
251. Dawson C.R, Schwab I.R. *Epidemiology of cataract. A major cause of preventable blindness*. *Bull WHO* 1981; 59: 493-501.
252. Cabezas-León M, Gracia-San Román J, García-Caballero J, Morente-Matas P. *Calidad de vida en pacientes intervenidos de catarata*. *Arch Soc Esp Oftalmol*. 2005;80: 449-456.
253. Alonso J, Esparguelles M, Andersen T.F, Cassard S.D. *International applicability of the VF-14. An index of visual function in patients with cataracts*. *Ophthalmology* 1997;104:799-807.
254. Steinberg E.P, Tielsch J.M, Schein O.D, Javitt J.C, Sharkey P, Cassard S.D. *The VF-14. An index of functional impairment in patients with cataracts*. *Arch Ophthalmol* 1994;112:630-8.
255. Cassard S.D, Patrick D.L, Damiano A.M, et al. *Reproducibility and responsiveness of the VF-14. An index of functional impairment in patients with cataract*. *Arch Optalmol* 1995;113:1508-13.

256. Sloane M.E, Ball K, Owsley C, et al. *The Visual Activities Questionnaire: developing an instrument for assessing problems in everyday visual tasks*. *Tecnichal Digest, Noninvasive Assesment of the Visual System* 1992;1:26-29.
257. Mangione C.M, Phillips R.S, Seddon J.M, et al. *Development of the "Activities of Daily Vision Scale". A mesure of visual functional status*. *Med Care* 1992; 30:473-83.
258. Mangione C.M, Oraw E.J, Lawrence M.G, Philips RS, Seddon JM. *Prediction of visual function after cataract surgery*. *Arch Ophthalmomol* 1994;112:630-38.27.
259. Mangione C.M, Philips R.S, Lawrence M.G, Seddon J.M, Oraw E.J. *Improved visual function and attenuation of declines in health-related quality of life after cataract extraction*. *Arch Ophthalmol* 1994;112:1419-25
260. *Definición de criterios de indicación de cirugía de catarata: revisión y consenso*. Agencia de evaluación de tecnologías e investigación médica de Cataluña. Barcelona, 2002. Pagss: 125.
261. Castells X, Alonso J, Ribo C, Nara D, Teixido A, Castilla M. *Factors associated with second eye cataract surgery*. *Br J Ophthalmol* 2000;1984:1909-12.
262. Guyton D.L Preoperative visual acuity evaluation. En: Stark W.J, Terry A.C, Maumenee A.E, eds. *Anterior Segment Surgery*. Baltimore, Md: Williams & Wilkins. Baltimore, 1987. Pagss: 220.
263. Chylack L.T Jr, Wolfe J.K, Singer D.M et al. *The Lens Opacities Classification System III. The longitudinal study of Cataract Study Group*. *Arch Ophthalmol* 1993; 111: 831-836.
264. Chylack Jr L.T jr, Leske M.C, Sperduto R, Khu P, McCarthy D. *Lens Opacities Classification System*. *Arch Ophthalmol* 1988; 106(3): 330-334.
265. Chylack Jr L.T, Leske M.C, McCarthy D, Khu P, Kashiwagi T, Sperduto R. *Lens Opacities Classification System II (LOCS II)*. *Arch Ophthalmol* 1989; 107(7): 991-997.
266. Van den Berg T, Franssen L, Coppens J.E. *Straylight in the human eye: testing objectivity and optical character of the psychophysical measurement*. *Ophthalmic and Physiological Optics*, Number 3, May 2009; 29(5):345-350.
267. Hurts M.A, Douthwaite W.A. *Assessing vision behind cataract. A review of methods*. *Optom Vis Sci* 1993;70:903-913.
268. Datiles M.B, Edwards P.A, Kaiser-Kupfer M.I. et al. *A comparative study between the PAM and the laser interferometer in cataracts*. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 1987;225:457-460.
269. Cécile Le Sage M.D, Christian Bazalgette D.B.O, et al. *Accuracy of IRAS GT interfeometer and potential acuity meter prediction of visual acuity after phacoemulsification*. *Prospective comparative study*. *J cataract refract surg* 2002;28:131-138.
270. Thall E.H et al. *Optics, Refraction and Contact Lenses*. En: Weingeist T.A, Liesegang T.J, Grand M.G. *Basic and Clinical Science Course*. The Foundation of the American Academy of Ophthalmology, section 3. San Francisco, 2001. Pagss: 304.
271. Ferris F. III, Kassoff A, Bresnick G.H, Bailey I. *New visual acuity charts for clinical research. Table of Equivalent Visual Acuity Measurements*. *Am J Ophthalmol* 1982; 94:91-96.
272. Birnbaum M.H. *Behavioral Optometry: a historical perspective*. *Journal of American Optometric Association* 1994; (65) 4, 255-264.
273. Anastas A. *Evolving concepts for test validation*. *Annual Review of Psychology* 1986; 37, 1-15.

274. Miller D. *Optics and refraction: A user-friendly guide*. En: Podos, S.M., Yanoff, M. Textbook of Ophthalmology. CV Mosby. London, 1994. Pagss: 175.
275. Cline D, Hofstetter H.W, Griffin J.R. *Dictionary of Visual Science*. Chilton. Radnor, 1980. Pagss: 155.
276. Massof R.W. *The measurement of vision disability*. Optom Vis Sci 2002;8:516-552.
277. Walline J.J, Bailey M.D, Zadnik K. *Vision-specific quality of life and modes of refractive error correction*. Optom Vis Sci 2000;12:648-652.
278. Ozkurt Y.B, Evciman T, Sengor T, Haboglu M, Bas G, Kurna S, Aki S. *Comparison of burst, pulse and linear modes used in phacoemulsification surgery*. Eur J Ophthalmol. 2010; 20(2):353-64.
279. Gimbel H.V. *Evolving Techniques of cataract surgery: Continuous Curvilinear Capsulorhexis, down-slope sculpting and nucleofractis*. Semin Ophthalmol 1992; Dec 7(4): 193-207.
280. Gimbel H.V. *Divide and conquer nucleofractis phacoemulsification: development and variations*. J Cataract Refract Surg 1991; 17(3):281-291.
281. Lindstrom R.L. *The surgical correction of astigmatism: a clinician's perspective*. Refract Corneal Surg. 1990; 6(6):441-54. Review
282. Lindstrom R.L, Agapitos P.J, Koch D.D. *Cataract surgery and astigmatic keratotomy*. Int Ophthalmol Clin. 1994; 34(2):145-64. Review
283. Koch D.D, Lindstrom R.L. *Controlling astigmatism in cataract surgery*. Seminars in Ophthalmology. 1992 ; 7: 224-233
284. Roman S.J, Auclin .FX, Chong-Sit D.A et als. *Surgically induced astigmatism with superior and temporal incision in cases of with the rule preoperative astigmatism*. J. Cataract Refractive Surgery. 1998:24:1636-1641.
285. Cristobal J.A, Durán de la Colina J. *Incisión suturas y astigmatismo en la cirugía de la catarata*. Arch Soc Esp Oftal 1989; 56: 3-69.
286. DeL Buey M.A, Cristóbal J.A, Minguez E. *Astigmatismo postoperatorio tras la cirugía del cristalino*. En: Cristóbal J.A. Corrección del astigmatismo. Madrid: Mac Line, Monografía SECOIR 2006. Pagss: 454.
287. Álvarez de Toledo J. *Corrección intraoperatoria del astigmatismo en la cirugía de la catarata*. En: Alió J. Buscando la Excelencia en la Cirugía de la Catarata. Glosa S.A. Barcelona, 2006. Pagss: 446.
288. Iradier M.T. *Correcting Astigmatism in Cataract Surgery*. En: Cigales M and Hoyos J. Dr. Hoyos' Step by Step Astigmatic Ablation. Jaypee Brothers. New Delhi, 2006. Jaypee Brothers. New Delhi, 2006. Pagss: 352
289. Cigales M, Hoyos J.E. *Ablation for Mixed Astigmatism*. En: Cigales M, Hoyos JE (eds). Dr Hoyos' Step by Step Astigmatic Ablation. Jaypee, New Delhi-India, 2006. Pagss: 289.
290. Hoyos J.E, Cigales M, Hoyos-Chacón J. *LASIK in Mixed Astigmatism*. En: Boyd BF, Agarwal S, Agarwal A, Agarwal Amar (eds). LASIK and beyond LASIK – Wavefront analysis and customized ablation. Highlights of Ophthalmology Int'l. Panama, 2001. Pagss: 335.
291. Soreide K, Korner H, Soreide J.A. *Diagnostic accuracy and receiver-operating characteristics curve analysis in surgical research and decision making*. Ann Surg 2011; 253(1):27-34.

292. Artigas J.M, Capilla P, Felipe A, Pujol J. *Optica Fisiológica. Psicofísica de la Visión*. McGraw-Hill. InterAmericana. Madrid, 1995. Pagss: 305.
293. Bennet A.G., Rabbetts R.G. *Clinical Visual Optics*. Butterworths. Oxford, 1992. Pagss: 423.
294. Felipe Marcet A, Albarrán C. *Manual de óptica Geométrica*. Universidad de Valencia. Valencia, 1998. Pagss: 220.
295. Mejías P, Martínez Herrero P. *Óptica Geométrica*. Ed. Sintesis. Madrid, 1999. Pagss: 208.
296. Hazel C.A, Elliot D.B. *The dependency of logMAR visual acuity measurements on chart design and scoring rule*. *Optom Vis Sci* 2002; 12:788-92.
297. Campbell F.W, Kulikowsky J.J. *Orientalional selectivity of the human visual system*. *Journal Physiological of London*, 1966, 187, 437-445.
298. Johns K.J et al. *Lens and Cataract*. En: Weingeist T.A, Liesegang T.J, Grand M.G. Basic and Clinical Science Course. Section 11. The Foundation of the American Academy of Ophthalmology. San Francisco, 2001. Pagss: 229.
299. Alió J.L, Artola A, Ruiz Moreno J.M, Ismail M.M, Ayala M.J. *Accuracy of the potential acuity meter in predicting the visual outcome in cases of cataract associated with macular degeneration*. *Eur J Ophthalmol* 1997; 235: 442-447.
300. Sherman J, Davis E, Schnider C, Bass S, Nath S, Cohen J. *Presurgical prediction of postsurgical visual acuity in patients with media opacities*. *J Am Optom Assoc* 1988; 59: 481-488.
301. Spumy R.C, Zaldivar R, Belcher C.D, Simmons R.J. *Instruments for predicting visual acuity: a clinical comparison*. *Arch Ophthalmol* 1986; 104: 196-200.
302. Gómez E, Moreno J, Feito G, Lajara J. *Predictibilidad del PAM y del índice de Graney respecto al resultado visual en la cirugía de la catarata*. *Arch Soc Esp Oftalmol* 1994; 66: 147-152.
303. Severin T.D, Severin S.L. *A clinical evaluation of the potential acuity meter in 210 cases*. *Ann Ophthalmol* 1988; 20: 373-375.
304. Tetz M.R, Klein U, Volcker H.E. *Measurement of potential visual acuity in 343 patients with cataracts. A prospective clinical study*. *Ger J Ophthalmol*. 1992;1:403-408.
305. Tharp A, Cantor L, Yung C-W, Shoemaker J. *Prospective comparison of the heine retinometer with the Mentor Guyton-Minkowski potential acuity meter for the assesment of potential visual acuity before cataract surgery*. *Ophthalmic Surg* 1994; 25:576-579.
306. Melki S.A, Safar A, Martin J, Ivanova A, Adi M. *Potential acuity pinhole: A simple method to measure potential visual acuity in patients with cataracts, comparison to potential acuity meter*. *Ophthalmology*. 1999;106:1262-1267.
307. Stangogiannis E, Martínez M, Paz L et al. *Pruebas de vision potencial en pacientes cataratosos*. *Revista de la facultad de medicina. Hospital Universitario de Caracas*. Enero-Agosto 2005.
308. Odom J.V, Chao G.M, Weinstein G.W. *Preoperative prediction of postoperative visual acuity in patients with cataracts: a quantitative review*. *Doc Ophthalmol*. 1988 Sep;70(1):5-17.
309. Sherman J, Davis E, Schnider C, Bass S, Nath S, Cohen J. *Presurgical prediction of postsurgical visual acuity in patients with media opacities*. *J Am Optom Assoc*. 1988 Jun;59(6):481-488.
310. Bosse J.C. *Potential visual acuity measured with and without pupil dilatation*. *Optom Vis Sci*. 1989 Aug;66(8):537-539.

311. Thurschwell L.M. *Presurgical evaluation of patients with cataracts*. *Optom Clin*. 1991;1(2):159-187. Review.
312. Lasa M.S, Datiles M.B, Freidlin V. *Potential vision test in patients with cataracts*. *Ophthalmology* 1995 Jul; 102(7):1007-1011
313. Barrett B.T, Davison P.A, Eustace P. *Clinical comparison of three techniques for evaluating visual function behind cataract*. *Eye* 1995; 9(6):722-727
314. Tharp A, Yung C.W. et al. *A new prospective comparison of the Heine retinometer with the mentor Guyton-Minkowski acuity meter in patient with cataracts*. *Ophthalmic Surg* 1995. 12(6):321-324.
315. Baldor A. *Algebra*. Publicaciones Cultural. Mexico,1995. Pagss: 529.
316. Weinstein G.W, Odom J.V. *Preoperative prediction of postoperative visual acuity in patients with cataracts*. *Ophthalmol* 1989(65):63-72.
317. Gus P.I, Kwitkp I, Roehe D, Kwitko S. *Potential acuity meter accuracy in cataract patients*. *J Cataract Refract Surg* 2000;26(8):1238-1241
318. Reid O, Maberley D.A, Hollands H. *Comparison of the potencial acuity meter and the visometer in cataract patients*. *Eye (Lond)*. 2007 Feb;21(2):195-199.
319. Barraquer R, Tsiplakos F, Alvarez M. *Clasificación de las cataratas*. En: Brandao F. La hidrofacoemulsificación mediante el sistema Aqualase: Una nueva alternativa en cirugía del cristalino. *Anales del Instituto Barraquer* 2007, vol XXXVI, No. 1-2: 24-25.
320. Acharya R.U, Yu W, Zhu K, Nayak J, Lim T.C, Chan J.Y. *Identification of cataract and post-cataract surgery optical images using artificial intelligence techniques*. *J Med Syst*. 2010 Aug;34(4):619-28. Epub 2009 May 9.
321. Qu J, Sasaki H, Sakamoto Y, Kawakami Y, Sasaki K, Jonasson F. *Higher-order ocular aberrations caused by crystalline lens waterclefts*. *J Cataract Refract Surg*. 2010 May;36(5):799-805.
322. Bal T, Coeckelbergh T, Van Looveren J, Rozema J.J, Tassignon M.J. *Influence of cataract morphology on straylight and contrast sensitivity and its relevance to fitness to drive*. *Ophthalmologica*. 2011;225(2):105-11. Epub 2010 Sep 24.
323. Chiacchio B.B, Sato R.M, Siqueira R.B, Marques F.F. *Fidelity of the potencial acuity meter in the postoperative visual acuity of cataract surgery*. *Arq Bras Oftalmol* 2008, 71(6):805-808.
324. Carpel E.F, Henderson V. *The influence of cataract types on potential acuity meter results*. *J Cataract Refract Surg* 1986;12(3):276-277
325. Ing M.R. *Potential acuity meter to predict postoperative visual acuity*. *J cataract Refract Surg* 1986; 12(1):34-35.
326. Christensen G, Nataloni R. *Instrumentasses potential vision after cataract removal with coexisting disease*. *Ocular Surgery News*, July 15, 1994. Vol.12-14
327. Colombo-Barboza G.N, Hida WT, Van den Berg, et al. *Reliability of predictable postoperative visual acuity of cataracts as measured by Heine Lambda 100 retinometer preoperatively*. *Arq Bras Oftalmol* 2010 Jun 73(3):244-249.
328. Reis F.A.C, Cohen R, Neufeld C.R, Dias A.C.T. *Visual Prognosis for lens extraction: Heine retinometer and multiple pinhole*. *Arq Bras Oftalmol* 2004;67(5):759-762

329. Ioschpe Gus P, Kwitko I, Roehe D, Kwitko S. *Potential acuity meter accuracy in cataract patients.* J Cataract Refract Surg 2000; 26:1238-1241.
330. Lasa M.S.M, Datiles M.B, Freidlin V. *Potential visual acuity tests in cataract.* J Cataract Refract Surgery 1996;10:580-591
331. Hurts M.A, Douthwaite W.A. *Assessing vision behind cataract. A review of methods.* Optom Vis Sci 1993;70:903-913.
332. Fish G.E, Birch D.G, Fuller D.G, Straach R. *A comparison of visual function tests in eyes with maculopathy.* Ophthalmology. 1986 Sep;93(9):1177-1182.
333. Tetz M.R, Klein U, Völcker H.E. *Measurement of potential visual acuity in 343 patients with cataracts. A prospective clinical study.* Ger J Ophthalmol. 1992;1(6):403-408.
334. Waltuck M.H. *Mentor Guyton-Minkowski Potential acuity meter (Letter).* Ophthalmic Surg 1994;25:657.
335. Wilkinson M.E. *Contrast sensitivity testing: when visual acuity testing alone is not enough.* Insight. 2010; 35(4):26-7.
336. Levi L, Feldman R.M. *Use of the potential acuity meter in suspected functional visual loss.* Am J Ophthalmol 1992; 4:502-503.
337. Cuzzani O.E, Ellant .JP et al. *Potential acuity meter versus scanning laser ophthalmoscope to predict visual acuity in cataract patients.* J Cataract Refract Surg 1998;24(2):263-269.
338. Faulkner W. *Laser interferometric prediction of postoperative visual acuity in patients with cataracts.* Am J Ophthalmol 1983;95(5):626-636.
339. Guyton D.L. *Preoperative visual acuity evaluation.* En: Stark W.J, Terry A.C, Maumenee A.E, eds. Anterior Segment Surgery. Williams & Wilkins. Baltimore, 1987. Pagss: 489.
340. Barret B.T, Davison P.A, Eustace P. *Clinical comparison of three techniques for evaluating visual function behind cataract.* Eye 1995; 9(6):722-727.
341. Patel B, Elliott D.B, Whitaker D. *Optimal reading speed in simulated cataract: Development of a potential vision test.* Ophthalmic Physiol Opt. 2001;21:272-276.
342. Quevedo, Ll., Aznar-Casanova, J.A. *Agudeza visual estática versus agudeza visual dinámica. Dos vías visuales diferenciadas.* Ver y Oír. 2005; 22 (194),150-158.
343. Heredia García C.D, Alemán Hurtado D, Muiños Muro SJ, Alemán Blanco S. *Importancia de la medición potencial de la agudeza visual preoperatoria en algunas afecciones quirúrgicas del segmento posterior ocular. Tratamiento clínico-quirúrgico de afecciones vítreo-retinianas.* Menarini. Barcelona, 1998. Pagss: 589.
344. Prager T.C, Chuang A.Z, Slater C.H, Glasser J.H, Ruiz R.S. *The Houston Vision Assessment Test (HVAT): An assessment of validity.* The Cataract Outcome Study Group. Ophthalmic Epidemiol. 2000;7:87-102.
345. Dawson C.R, Schwab I.R. *Epidemiology of cataract. A major cause of preventable blindness.* Bull WHO 1981; 59: 493-501.
346. Reskinoff S, Pararajasegaram R. *Blidness prevention programmes: past, present and future.* Bull WHO 2001; 79: 222-226.

347. Brian G Taylor H. *Cataract blindness- challenges for the 21st century. Bull WHO 2001; 79: 249-256.3. Sperduto R, Seigel D. Senile lens and macular changes in a population-based sample. Am J Ophthalmol 1980; 90: 86-91.*
348. Leibowitz H.M, krueger D.E, Maunder L.R, et al. *The framingham Eye Study monograph: an ophthalmological and epidemiological study of cataract, glaucoma, diabetic retinopathy, macular degeneration and visual acuity in a general population of 2631 adults. Surv Ophthalmol 1980;24(suppl):335-610.*
349. Cuzzani O.E, Ellant J.P, Young P.W, et al. *Potential Acuity Meter versus Scanning Laser Ophthalmoscope to predict visual acuity in cataract patients. J Cataract Refract Surg 1998;24:263-269.*
350. Javitt J.C, Brenner M.H, Curbow B, Legro M.W, Street D.A. *Outcomes of cataract surgery. Improvement in visual acuity and subjective visual function after surgery in the first, second, and both eyes. Arch Ophthalmol 1993;5:686-691.*

ANEXOS

ANEXO I

HERMAN SNELLEN Y WILLEBRORD SNEL

Herman Snellen (1834-1908) Nació el 19 de febrero de 1834 en Zeist (Utrech). Estudió medicina en esta ciudad con Gerard Johann Mulder (1802-1880), Jacobus Ludovicus Conradus Schroeder van der Kolk (1797-1862) y Franz Cornelis Donders (1818-1889). Obtuvo el doctorado con el trabajo: Diss. De invloed der zenuwen op de ontsteking proefonderwindelyk getoetst.

Pronto sintió interés en la oftalmología. El año de su lectura de tesis fue nombrado profesor asistente de la Nederlandsch Gasthuis voor Ooglijders, de Utrech. En 1862 llegó a ser primer médico y, en 1884, fue nombrado director del Instituto hasta 1903. Desde el punto de vista docente se habilitó en 1858 como profesor de higiene de la vista, y en 1877 como profesor de oftalmología.

Su línea de trabajo estuvo siempre ligada a la oftalmología, destacando trabajos llevados a cabo sobre el astigmatismo, el glaucoma, y las enfermedades de la retina, entre otros. También practicó la cirugía oftalmológica. Presidió el congreso internacional de oftalmología que se celebró en Utrech.

El nombre de Snellen se relaciona con la que llamamos “carta de Snellen”. Los tipos de la prueba o carta fueron inventados en 1843 por Heinrich Kuechler (1811-1873) y mejorados por el oculista Eduard Jaeger Ritter von Jaxtthal (1818-1884), de Viena, en 1854, y también por Stellwag, y Samée. Jaeger publicó una colección de veinte textos con caracteres impresos de tamaño creciente.

El primero que introdujo una estandarización científica en la medida de la agudeza visual fue Herman Snellen. Su escala de optotipos la dio a conocer en su comunicación Optotypi, ad visum determinandum (Utrech, 1862) y su justificación teórica en el capítulo “Die Funtionsprüfungen der Auges”, escrito en colaboración con Landolt, en su clásico artículo en la primera edición del Graefe-Saemisch’s Handbuch (1874). Las tablas de Snellen se difundieron durante la Primera Guerra mundial como medida de la agudeza visual.

En la actualidad, de todos los optotipos que hay en el mercado, el más utilizado es la carta de Snellen. Existen dos versiones: una que utiliza letras mayúsculas y otra que usa un símbolo parecido a una E o una U en diversas posiciones, que suele utilizarse con adultos que no saben leer y con niños que aún no conozcan la denominación de cada letra.

Willebrord Snel van Royen (1580-1626). Nació en Leiden en 1580. También conocido como Snellius, fue un astrónomo y matemático holandés célebre por las leyes de la refracción (Leyes de Snell).

A pesar de comenzar los estudios de Derecho en la Universidad de Leiden mostró un gran interés por las matemáticas, disciplina que ya enseñaba incluso mientras cursaba sus estudios. En 1613 sustituyó a su padre, Rudolph Snel, como profesor de matemáticas en la Universidad de Leiden. En 1615 planeó y llevó a cabo un nuevo método para medir el radio de la Tierra por medio de la determinación de la longitud de un arco de meridiano calculado mediante triangulación, trabajo considerado la fundación de la geodesia; en su obra *Eratosthenes Batavus, sive de terræ ambitus vera quantitate*, publicado en 1617, describe el método empleado y el resultado obtenido (107,395 km, frente a los 111 actuales). Además, Snel se distinguió como matemático mejorando el método para el cálculo de π ; con un polígono de 96 lados obtuvo 7 cifras correctas, mientras que con los métodos clásicos sólo se habían obtenido 2. En 1621 enunció la ley de refracción de la luz adelantándose, según Christian Huygens, a Descartes a quien se le atribuyó inicialmente el descubrimiento.

Además de sus trabajos para determinar el tamaño de la tierra, publicó *Cyclometria sive de circuli dimensione* (1621), y *Tiphys Batavus*, tratado sobre navegación en el que estudia la loxodromia (1624); *Coeli et siderum in eo errantium observationes Hassiacae* (1618), con las observaciones astronómicas de Landgrave William IV de Hesse, y *Willebrordi Snelli doctrinæ triangulorum canonix libri quatuor* (1627), tratado sobre trigonometría publicado póstumamente. Muere en su ciudad natal en 1626, el 30 de Octubre.

ANEXO II



HOSPITAL DE FIGUERES SERVICIO DE OFTALMOLOGIA

CONSENTIMIENTO INFORMADO

CIRUGÍA DE CATARATA

LEY 41/2002, BÁSICA DE LA AUTONOMIA DEL PACIENTE Y DE DERECHOS Y OBLIGACIONES EN MATERIA DE INFORMACIÓN Y DOCUMENTACIÓN CLÍNICA (BOE 15-11-02)

¿Qué es la catarata?

La catarata consiste en la pérdida de transparencia del cristalino debida a diversas causas: edad, traumatismos, congénitas, enfermedades generales etc, que provocan la disminución progresiva de la visión en el paciente.

¿En qué consiste la cirugía de la catarata?

No existe tratamiento médico para eliminar la catarata, solo la intervención quirúrgica es eficaz en la solución de la misma.

La operación de la catarata es una Cirugía Mayor que ocasiona un cambio importante en la anatomía del globo ocular.

- Puede necesitar Hospitalización o ser Cirugía Ambulatoria, la cirugía de catarata precisa control pre y postoperatorio. En la cirugía ambulatoria, el paciente va a dormir a su domicilio, precisando revisiones posteriores.
- Anestesia: habitualmente se realiza con anestesia local, siendo en ocasiones necesaria la anestesia general.
- La operación de la catarata consiste en la extracción del cristalino opacificado, bien por ultrasonidos o mediante la técnica que se estime conveniente, y la sustitución por un cristalino artificial o lente intraocular. Se realiza en quirófano con las medidas de esterilidad necesarias. Es importante la colaboración del paciente.
- Puede ser necesaria una corrección óptica (gafas o lentillas) después de la cirugía para conseguir la mejor visión posible.
- La evolución postoperatoria, habitualmente permite la incorporación a actividades cotidianas de forma progresiva que le irá comentando el oftalmólogo. Asimismo precisa de medicación después de la operación, colirios y ocasionalmente otros tratamientos.

CONSIDERACIONES SOBRE LA CIRUGÍA DE LA CATARATA

La visión puede no recuperarse aunque la operación de catarata sea satisfactoria si existe lesión en otras partes del globo ocular, alteraciones en la retina, patología del nervio óptico, glaucoma, retinopatía diabética, ojo vago, etc.

RIESGOS Y COMPLICACIONES QUE PUEDEN APARECER EN LA CIRUGÍA DE LA CATARATA

Los riesgos o complicaciones más importantes y graves, aunque muy poco frecuentes, son los derivados de la anestesia ya sea local o general, pudiendo ocurrir como irreversible por depresión del sistema nervioso o incluso fallecimiento por parada cardio-respiratoria, siendo una complicación excepcional.

Otras complicaciones derivadas de la cirugía: pérdida del contenido intraocular por hemorragia expulsiva, infección grave dentro del ojo, descompensación corneal que puede precisar trasplante de córnea, desprendimiento de retina, desplazamiento del cristalino, glaucoma, visión doble, necesidad de sutura, astigmatismo...

La lente intraocular se coloca dentro del ojo sobre una estructura del cristalino, la cápsula posterior, la cual puede opacificarse con el tiempo precisando tratamiento con láser para una correcta recuperación visual.

Existen descritas otras complicaciones infrecuentes no incluidas en este texto dada su extensión, que podrán ser comentada por su oftalmólogo si usted lo desea.

¿QUÉ SUCEDE SI NO SE OPERA LA CATARATA?

El único tratamiento para la catarata es la intervención quirúrgica. En la gran mayoría de los pacientes no existe peligro si no se opera de la catarata, salvo el inconveniente de disminución de la visión. En casos aislados, la catarata puede producir complicaciones como aumento de presión ocular o inflamaciones oculares. En algunos casos está indicada para mejorar la visualización de la retina con el fin de facilitar el seguimiento de enfermedades retinianas o aplicar otras técnicas (p. ej, láser, angiografías...)

D/D^a: _____ Fecha: _____

He comprendido la naturaleza de la operación que me ha sido explicada satisfactoriamente por el medico oftalmólogo. La cirugía descrita es una de las indicaciones establecidas en Oftalmología para la solución de mi problema no existiendo contraindicación para su realización, así pues de forma voluntaria:

Doy mi consentimiento para que se me realice la _____, así como las maniobras u operaciones que sean necesarias durante la intervención quirúrgica.

Doy mi consentimiento para que se me administre la anestesia que se considere adecuada para la operación, así como las medidas complementarias oportunas.

Doy mi consentimiento para que se puedan realizar fotografías y/o grabar la intervención quirúrgica así como su utilización con fines didácticos o científicos. Nunca se identificará el nombre del paciente o sus familiares en las grabaciones.

He informado al médico oftalmólogo de mis enfermedades generales y oculares, para la valoración de las posibles contraindicaciones.

Puedo retirar la autorización para la cirugía si lo estimo oportuno, sin que ello repercuta en los cuidados médicos.

Soy consciente que no existen garantías absoluta de que el resultado de la cirugía sea el más satisfactorio.

Se me ha informado y doy mi consentimiento para ser incluido en un estudio sobre la **AGUDEZA VISUAL POTENCIAL**. Igualmente doy mi consentimiento para que durante las pruebas oftalmológicas se me puedan realizar tres pruebas más con la intención de poder determinar mi **AGUDEZA VISUAL POTENCIAL**. Se me ha informado y reconozco que dichas pruebas no son invasivas y no corre ningún riesgo mi visión, ni mi salud, como tampoco influirá en el normal desarrollo del acto operatorio, ni en sus resultados.

Actualmente, la valoración de la **AGUDEZA VISUAL POTENCIAL (AVP)**, es un término genérico usado para todas aquellas pruebas que nos permitan realizar una valoración cuantificable de la agudeza visual postoperatoria, pero de forma preoperatoria (antes de operar al paciente). Para ello se utilizaran tres equipos: El Guyton-Minkowski PAM®, El Retinometro Lambda® y el Proyector Macular MAP.

Puedo retirar la autorización para ser incluido en el estudio en cualquier momento, si lo estimo oportuno, sin que ello repercuta en que pueda ser operado de cataratas, o en mi seguimiento postoperatorio.

Información complementaria solicitada y/o circunstancia especial.....
.....

FIRMA DEL MÉDICO

FIRMA DEL PACIENTE



HOSPITAL DE FIGUERES SERVEI D'ANESTESIA

CONSENTIMENT INFORMAT

DOCUMENT DEL CONSENTIMENT INFORMAT

Procediments anestèsics

El / La Dr./Dra. informa el pacient Sr./Sra. que per a la intervenció quirúrgica programada de una vegada valorada la seva Història Clínica i el resultat de les proves complementàries efectuades (analítica, electrocardiograma, etc.) procedeix a aplicar anestèsia (general, troncular, local, etc.)

RISCOS GENERALS:

Com en tot procediment quirúrgic sota anestèsia, existeixen riscos i complicacions que poder produir-se tant durant la inducció anestèsia com durant la intervenció quirúrgica o en el procés de reanimació postoperatòria.

Aquests riscos i complicacions podrien produir alteracions cardíaques, respiratòries, metabòliques i neurològiques, que poden arribar fins i tot a un estat de coma o a la mort, tot i que s'ha d'afegir que la incidència d'aquestes últimes possibilitats és molt baixa (al voltant del 0.7/10.000).

Existeixen altres complicacions banals com: mal de coll, tos, ronquera, nàusees o vòmits després d'una anestèsia general; mal de cap o d'esquena després d'una anestèsia espinal; o hematomes després de l'aplicació de qualsevol anestèsia local.

RISCOS PERSONALITZATS:

Les circumstàncies personals (edat, malalties, al·lèrgies, anestèsies anteriors o tractaments previs, drogaddicció o hàbits adquirits) poden incrementar, o no, la incidència d'aparició dels riscos indicats, com també

Se m'ha informat de la possibilitat que sorgeixi alguna situació inesperada durant la intervenció que requerís algun procediment diferent o addicional al previst inicialment, en el qual cas autoritzo igualment l'equip mèdic a realitzar el que cregui convenient o necessari.

Se m'ha informat de la necessitat d'adoptar, com a mesures preoperatòries, les següents: dejuni durant hores, prendre la medicació habitual (tret que s'indiqui el contrari); no portar maquillatge, pintura de llavis, laca d'ungles, advertir de qualsevol mena de pròtesi mòbil (lents de contacte o dentadura no fítxa), i en el moment de l'ingrés, de qualsevol anomalia o problema que hagi pogut presentar des de la visita preanestèsica

Essent que la informació m'ha estat donada de forma comprensible, que he pogut formular preguntes i que m'han estat aclarits els dubtes presentats en llegir o escoltar la informació sobre el procediment anestèsic específic, AUTORITZO al Dr./ la Dra. (o a l'equip d'anestèsia de) a realitzar el procediment anestèsic de contínua referència.

Se que la signatura i l'atorgament d'aquest consentiment informat no suposa cap mena de renúncia a possibles reclamacions futures, tant d'ordre mèdic com legal. Sé també que puc desdir-me de la signatura d'aquest consentiment en qualsevol moment previ a la intervenció.

Pacient o Representant legal

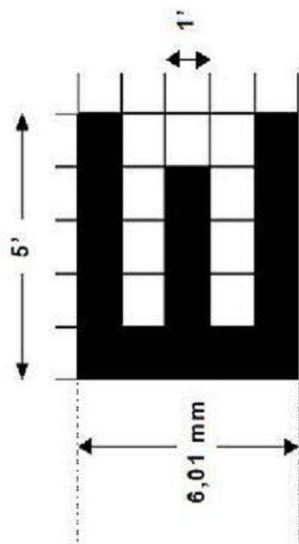
Metge informant

..... de 200.....

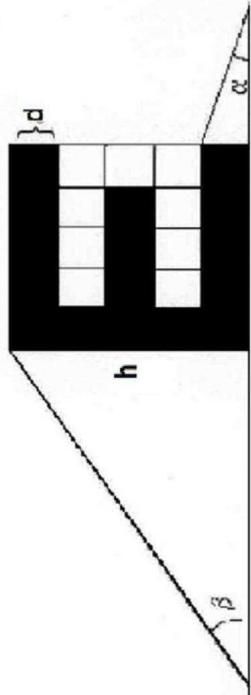
FORMULARIO DE ANONIMIZACION DEL PACIENTE Y RECOLECCIÓN DE DATOS

 <p>HOSPITAL DE FIGUERES</p> <p>Historia Clínica No. <input type="text"/></p> <p>Número correlativo del estudio: <input type="text"/></p> <p>AGUDEZA VISUAL POTENCIAL</p> <p>Ojo R: <input type="checkbox"/> Ojo L: <input type="checkbox"/> SEXO: H <input type="checkbox"/> M <input type="checkbox"/> Edad: <input type="text"/></p> <p>Actividad actual: <input type="text"/> Vida Dependiente: <input type="checkbox"/></p> <p>Enfermedades limitantes o postrantes? Si <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/> Cual? <input type="text"/></p> <p>Ojo contra lateral ya esta en estudio? Si <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/></p> <p>Consentimientos e información firmados? Si <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/></p> <p>A.Vsc PREOPERATORIA <input type="text"/> A.Vcc PREOPERATORIA <input type="text"/></p> <p>DEFECTO REFRACTIVO PREOPERATORIO: <input type="text"/></p>	<p>Motivación Quirúrgica:</p> <p>Disminución de la visión lejana: <input type="checkbox"/></p> <p>Disminución de la visión cercana: <input type="checkbox"/></p> <p>Dificultades para conducir: <input type="checkbox"/></p> <p>Tiene cataratas: <input type="checkbox"/></p> <p><u>Síntomas Visuales Asociados:</u></p> <p>Deslumbramiento: <input type="checkbox"/></p> <p>Visión doble o triple: <input type="checkbox"/></p> <p>Visión borrosa: <input type="checkbox"/></p> <p>Visión distorsionada: <input type="checkbox"/></p> <p>Visión de manchas: <input type="checkbox"/></p> <p>Disminución de la visión nocturna: <input type="checkbox"/></p> <p>Visión de Halos: <input type="checkbox"/></p> <p>Visión de reflejos: <input type="checkbox"/></p> <p>Alteración de la visión de los colores: <input type="checkbox"/></p>
<p>Keratometría Preoperatoria: <input type="text"/></p> <p>Al mes de la operación:</p> <p>A.Vsc POSTOPERATORIA <input type="text"/> A.Vcc POSTOPERATORIA <input type="text"/></p> <p>DEFECTO REFRACTIVO POSTOPERATORIO: <input type="text"/></p> <p>Keratometría Postoperatorio: <input type="text"/></p> <p>AGUDEZA VISUAL PAM: <input type="text"/> LAMBDA: <input type="text"/> MAP: <input type="text"/></p> <p>OBSERVACIONES: <input type="text"/></p>	<p>CLASIFICACIÓN LOC'S</p> <p>Nuclear:</p> <p>NO1 NC1 NO2NC2 NO3NC3</p> <p>NO4NC4 NO5NC5 NO6NC6</p> <p>Cortical:</p> <p>C1 C2 C3 C4 C5</p> <p>Subcapsular Posterior:</p> <p>P1 P2 P3 P4 P5</p> <p>TIPO DE CLASIFICACIÓN C- Quant</p> <p>I <input type="checkbox"/> II <input type="checkbox"/> III <input type="checkbox"/> IV <input type="checkbox"/></p>

ANEXO III



AV = 1 a 5 metros



Formula para calcular el efecto de la magnificación inducida por la lupa sobre los optotipos:

$$D_1 = (h+1)/R \quad D_2 = (h-1)/R_2 \quad \delta = e/h$$

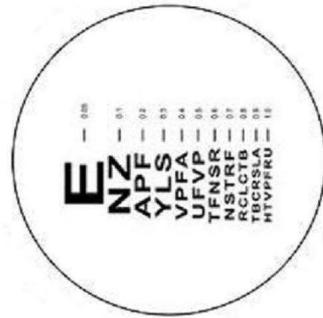
Formula para calcular el campo de iluminación y observación retinal:

$$\eta = \frac{2h}{xDp}$$

Formula para calcular el efecto de magnificación sobre la imagen retinal observada:

$$G = \frac{(R + Dp)(1 + xD_0)}{4}$$

MAP: MACULAR PROJECTION TEST
MEDIDOR DE AGUDEZA VISUAL POTENCIAL
PROTOTIPO: Fernando Rodríguez Mier
ILUSTRACIÓN: Patricia Ruelas López



Formula para calcular el tamaño de los optotipos:

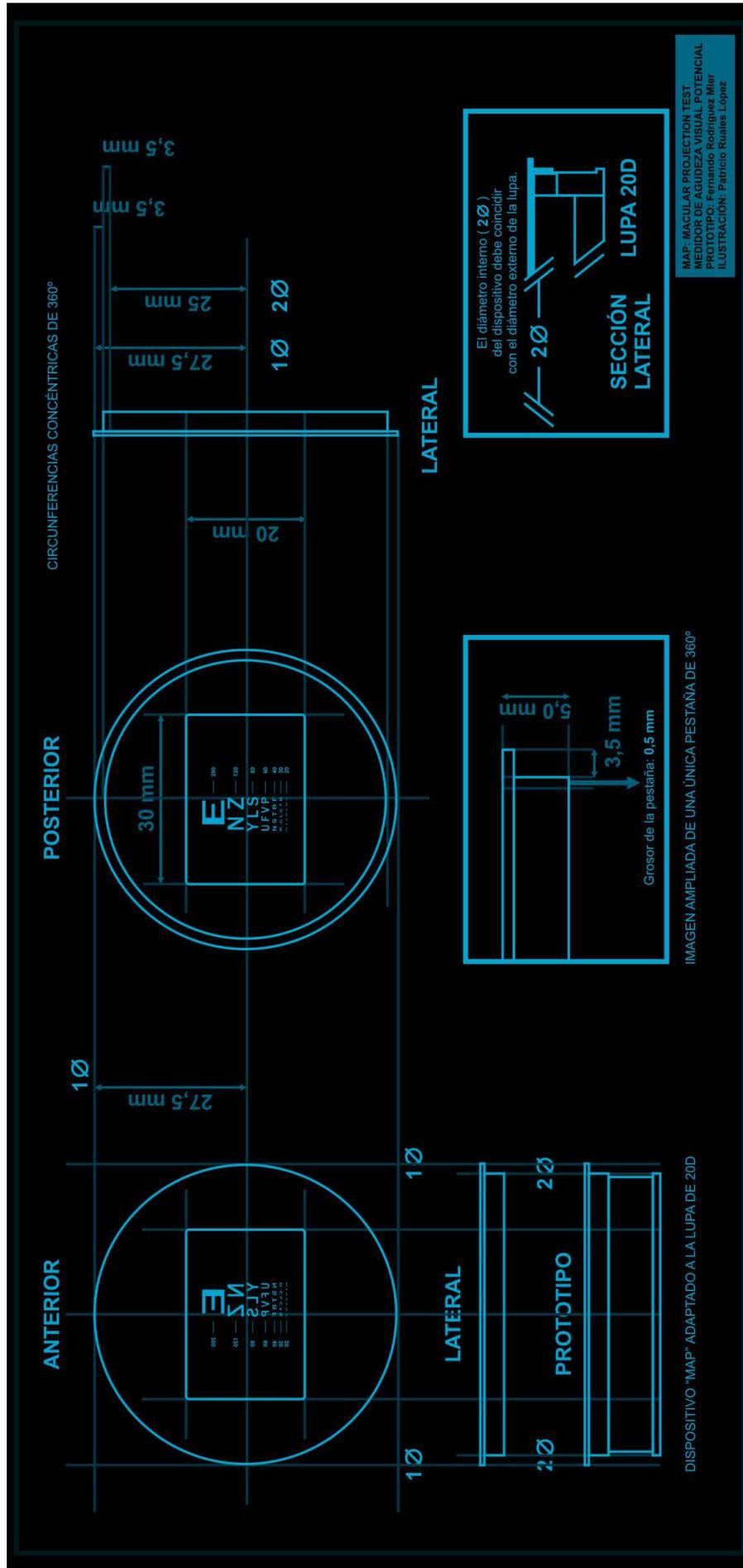
$$h = 1.48 \times \frac{D}{V}$$

h es la altura del optotipo (en mm)
D es la distancia al optotipo (en mm)
V es la agudeza visual en decimales

TAMAÑO DE LOS OPTOTIPOS EN ESCALA DE SNELLEN PARA UNA DISTANCIA FOCAL DE CINCO CENTIMETROS, EN RELACION CON LA SEPARACIÓN MINIMA Y LA AGUDEZA VISUAL CORRESPONDIENTE

DISTANCIA AL OPTOTIPO (En centímetros)	ANGULO VISUAL (En minutos)	SEPARACIÓN MINIMA En milímetros para $\alpha = 1'$	TAMAÑO DEL OPTOTIPO (En milímetros)	TAMAÑO DEL OPTOTIPO CORREGIDO * (En milímetros)	AGUDEZA VISUAL (En decimales)
5	1	0,145	0,725	0,616	1,0
7,1	1,42	0,209	1,045	0,8	0,7
10	2,5	0,29	1,45	1,19	0,5
15	3,3	0,435	2,175	1,84	0,3
25	5	0,725	3,625	3,081	0,2
50	10	1,150	7,25	6,16	0,1

(*) Tamaño del optotipo corregido, aplicando la magnificación inducida por la lente de +20



ANEXO IV

TABLAS 1 a 24

TABLA 1.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
1	+8.50/ -1.00x166°	0.05	0.9	1.0	0.63	Tipo II	NO-NC5	+0.25/ -0.50x160°	0.9
2	+2.75/ -1.25x95°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.00/ -0.50x98°	0.9
3	+3.00/ -1.25x105°	0.4	0.9	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.25/ -0.25x119°	0.8
4	-1.25/ -0.50x0°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.50x0°	1.0
5	-1.25/ -0.75x170°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.50/ -0.25x180°	0.9
6	-3.75/ -0.50x172°	0.1	1.0	0.9	0.8	Tipo II	C4	+0.00/ -0.50x171°	0.9
7	+1.00/ -0.50x131°	0.1	0.9	0.9	0.8	Tipo III	C5	-0.50/ -0.25x130°	1.0
8	+1.75/ -1.75x98°	0.5	0.9	0.8	0.8	Tipo I	NO-NC3	-0.50/ -0.25x95°	1.0
9	+1.00/ -0.75x108°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo II	C3	-0.75/ -0.25x110°	1.0
10	+1.00/ -1.00x113°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo II	NO-NC4	-0.25/ -0.25x116°	1.0
11	+1.00/ -1.50x137°	0.05	0.8	0.9	0.8	Tipo III	C5	+0.00/ -0.25x140°	1.0
12	-1.25/ -0.50x86°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.50x99°	1.0
13	-1.50/ -0.50x143°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.25/ -0.50x155°	1.0
14	-9.50/ -0.25x90°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	+0.00/ -0.25x95°	1.0
15	-8.75/ -2.50x178°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.25/ -0.50x180°	1.0
16	+1.50/ -2.00x107°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	-0.25/ -0.50x110°	1.0
17	-1.00/ -0.50x175°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo I	P3	-0.50/ -0.25x0°	0.9
18	-1.00/ -0.50x0°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC5	-0.25/ -0.25x178°	1.0
19	-3.50/ -0.50x6°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.50/ -0.50x5°	1.0
20	-3.00/ -1.25x80°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	+0.75/ -0.50x79°	1.0
21	-1.00/ -1.50x170°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.75/ -0.25x171°	1.0
22	-1.75/ -3.50x100°	0.5	1.0	0.9	0.63	Tipo III	P5	+0.25/ -0.50x95°	1.0
23	-1.00/ -1.25x77°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.75/ -0.75x85°	1.0
24	-1.00/ -1.00x125°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.50/ -0.25x132°	1.0
25	-1.00/ -1.25x45°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.75/ -0.25x43°	1.0
26	+1.75/ -2.25x90°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	-0.50/ -0.50x108°	1.0
27	+3.00/ -0.50x58°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.25/ -0.50x65°	1.0
28	+2.75/ -0.75x133°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.25/ -0.25x135°	1.0
29	+1.00/ -1.00x92°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.75/ -0.25x100°	1.0
30	-4.50/ -0.25x131°	0.05	0.9	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.25/ -0.25x127°	1.0
31	-5.25/ -0.50x101°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo III	C5	+0.25/ -0.75x100°	1.0
32	+1.50/ -0.50x143°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	-0.25/ -0.00x0°	0.9
33	+1.75/ -0.50x151°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	+0.00/ -0.25x147°	0.9
34	+1.25/ -0.75x173°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo I	C3	+0.00/ -0.50x169°	0.8
35	-3.75/ -1.00x132°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.25/ -0.75x123°	1.0
36	-3.25/ -1.00x58°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo III	NO-NO5	+0.75/ -0.75x63°	0.9
37	-1.75/ -1.00x91°	0.3	0.9	0.8	0.63	Tipo II	P4	+0.50/ -0.25x100°	0.9
38	-3.50/ -1.25x139°	0.4	0.9	0.9	0.63	Tipo II	P5	-0.25/ -0.25x133°	1.0
39	-2.00/ -2.25x170°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo III	P5	-0.25/ -0.75x169°	1.0
40	-2.75/ -1.50x173°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.50/ -0.75x180°	1.0
41	-2.50/ -1.50x94°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.50/ -0.50x91°	1.0
42	-1.50/ -1.75x114°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.50/ -0.25x112°	1.0
43	-2.00/ -0.25x149°	0.1	0.8	0.9	0.63	Tipo III	NO-NC5	+0.00/ -0.25x151°	1.0
44	+4.00/ -1.75x112°	0.2	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.00/ -0.75x98°	1.0
45	+5.75/ -2.25x49°	0.1	0.9	0.9	0.63	Tipo II	P4	+0.25/ -0.75x55°	1.0
46	-1.50/ -3.75x19°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NO3	+0.00/ -1.25x15°	1.0
47	-1.25/ -3.75x4°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	-0.50/ -1.00x7°	1.0
48	+1.75/ -0.25x64°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.50/ -0.25x59°	1.0
49	+2.25/ -1.00x132°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.50/ -0.50x140°	1.0
50	-10.25/ -3.00x138°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.00/ -1.50x140°	1.0

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 2.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
51	-2.00/ -1.00x31°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.00/ -0.75x43°	1.0
52	-2.00/ -1.50x161°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	+0.50/ -0.75x152°	1.0
53	-2.50/ -1.00x16°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC6	+0.00/ -0.50x17°	1.0
54	+1.50/ -1.00x164°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.00/ -0.75x162°	1.0
55	+1.25/ -0.25x178°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo I	NO-NC3	-0.50/ -0.25x181°	0.8
56	-1.00/ -0.50x90°	0.2	0.9	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.50/ -0.25x90°	0.9
57	-1.00/ -0.75x96°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo I	C4	+0.50/ -0.25x90°	1.0
58	+2.25/ -1.00x79°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	+0.50/ -0.75x82°	1.0
59	+2.25/ -0.75x100°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC4	+0.00/ -0.50x98°	1.0
60	-8.00/ -1.00x96°	0.05	0.9	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.75/ -0.50x91°	1.0
61	-7.00/ -2.00x122°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.50/ -0.75x118°	1.0
62	-3.50/ -0.75x57°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.75/ -0.50x62°	1.0
63	-4.00/ -0.50x90°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	-0.25/ -0.50x95°	1.0
64	-2.50/ -1.25x154°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo III	C5	-0.50/ -1.00x147°	1.0
65	-2.25/ -1.25x32°	0.5	0.9	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.50x38°	1.0
66	+2.25/ -0.25x57°	0.1	0.7	0.8	0.5	Tipo I	C3	+0.00/ -0.25x63°	1.0
67	+3.25/ -0.75x132°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.50/ -0.75x134°	1.0
68	+1.00/ -0.75x119°	0.3	0.9	1.0	0.63	Tipo I	C3	-0.50/ -0.50x124°	1.0
69	-3.50/ -0.25x149°	0.3	0.9	0.8	0.63	Tipo III	NO-NC4	-0.25/ -0.50x141°	1.0
70	-1.00/ -0.75x173°	0.4	0.9	0.9	0.63	Tipo II	P4	+0.00/ -0.25x8°	1.0
71	-1.00/ -0.75x15°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo II	P4	+0.00/ -0.50x15°	1.0
72	+1.50/ -0.75x179°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.00/ -0.25x170°	1.0
73	+1.75/ -0.75x149°	0.2	1.0	1.0	0.63	Tipo II	P4	+0.25/ -0.25x152°	1.0
74	+2.50/ -1.00x56°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -0.25x55°	1.0
75	+3.25/ -2.25x115°	0.2	0.7	0.6	0.63	Tipo II	C4	-0.50/ -0.75x112°	1.0
76	+2.50/ -1.25x35°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.25/ -0.75x30°	0.9
77	+2.25/ -1.25x133°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.25/ -0.25x131°	1.0
78	+1.25/ -1.25x121°	0.3	0.9	0.8	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.50/ -0.75x115°	1.0
79	-1.75/ -1.25x105°	0.4	0.9	0.9	0.8	Tipo I	C3	+0.00/ -0.50x105°	1.0
80	-4.50/ -0.75x123°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo II	P4	+0.50/ -0.50x124°	1.0
81	-5.25/ -0.75x112°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC5	-0.50/ -0.50x109°	1.0
82	-1.00/ -0.75x105°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.00/ -0.50x104°	1.0
83	-1.25/ -0.50x150°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.00/ -0.25x147°	1.0
84	+4.75/ -0.75x124°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	+0.00/ -0.50x125°	1.0
85	+2.00/ -2.25x35°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.00/ -0.75x37°	0.9
86	-2.50/ -3.75x33°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.00/ -1.25x26°	1.0
87	-1.25/ -1.25x98°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.25/ -0.75x100°	1.0
88	-1.25/ -0.75x82°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.50/ -0.25x75°	1.0
89	+2.50/ -1.25x168°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	-0.25/ -0.00x0°	0.9
90	+1.50/ -0.50x150°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.25/ -0.50x147°	1.0
91	+1.00/ -2.00x48°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	-0.75/ -0.50x32°	1.0
92	-15.50/ -1.00x5°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC5	-0.25/ -0.75x12°	1.0
93	-1.00/ -2.00x174°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	+0.25/ -0.50x173°	0.9
94	+1.75/ -0.50x41°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	+0.00/ -0.50x50°	0.6
95	+1.50/ -0.50x164°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC5	-0.50/ -0.25x160°	1.0
96	+2.00/ -2.25x15°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	-0.50/ -0.50x15°	1.0
97	+2.50/ -2.50x12°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	-0.50/ -0.50x15°	1.0
98	-1.75/ -0.25x122°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	-0.50/ -0.25x118°	1.0
99	-1.50/ -0.50x92°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.75/ -0.50x87°	1.0
100	+2.75/ -0.75x134°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	-0.50/ -0.25x131°	0.9

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 3.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
101	+2.25/ -0.25x156°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	+0.25/ -0.25x155°	1.0
102	+1.25/ -0.50x99°	0.1	0.7	0.7	0.63	Tipo I	C3	+0.25/ -0.50x101°	1.0
103	+3.00/ -1.00x110°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.50x103°	0.9
104	+2.25/ -0.50x81°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo II	C4	+0.25/ -0.50x86°	1.0
105	-1.25/ -0.75x113°	0.3	0.9	0.8	0.63	Tipo II	NO-NC4	-0.50/ -0.25x117°	1.0
106	+1.50/ -0.50x52°	0.4	0.9	0.9	0.8	Tipo II	P5	-0.50/ -0.25x60°	1.0
107	+1.50/ -3.50x5°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.75x7°	1.0
108	-1.25/ -0.75x33°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C5	+0.50/ -0.75x40°	1.0
109	-1.00/ -0.25x12°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC5	-0.25/ -0.25x180°	1.0
110	-1.00/ -0.50x103°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.50/ -0.25x94°	1.0
111	-1.00/ -1.00x82°	0.2	0.7	0.6	0.32	Tipo I	P4	-0.50/ -0.50x80°	0.7
112	-1.50/ -1.25x36°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	-0.50/ -0.50x35°	1.0
113	-4.25/ -0.25x174°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.25x175°	1.0
114	-3.25/ -0.25x128°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	+0.00/ -0.25x130°	1.0
115	-3.75/ -0.25x67°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.25/ -0.75x68°	1.0
116	-3.50/ -0.50x151°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo II	NO-NC4	-0.25/ -0.75x155°	1.0
117	-1.75/ -0.00x0°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -0.25x64°	1.0
118	-1.50/ -0.50x20°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.75/ -0.50x25°	1.0
119	-5.50/ -0.25x22°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.00/ -0.25x22°	1.0
120	-4.75/ -0.50x45°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	+0.25/ -0.25x47°	1.0
121	+1.50/ -0.25x137°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	+0.00/ -0.50x131°	1.0
122	+2.75/ -1.75x117°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.25/ -0.50x115°	1.0
123	+1.75/ -4.25x62°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -1.75x71°	1.0
124	-1.25/ -0.50x101°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.50/ -0.50x108°	1.0
125	+1.25/ -0.50x91°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo III	NO-NC5	+0.50/ -0.50x93°	1.0
126	+1.50/ -0.50x56°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.25/ -0.50x68°	1.0
127	-1.75/ -0.25x77°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.50/ -0.25x80°	1.0
128	-1.75/ -0.25x115°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.25/ -0.25x117°	1.0
129	-2.50/ -0.50x170°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.75/ -0.50x180°	1.0
130	-2.25/ -0.75x143°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	+0.50/ -0.50x141°	1.0
131	-2.25/ -0.50x152°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo III	NO-NC6	+0.00/ -0.00x0°	1.0
132	-1.50/ -1.00x154°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.25/ -0.50x156°	1.0
133	-1.00/ -2.50x97°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	P5	-0.50/ -0.50x94°	1.0
134	-2.00/ -1.25x109°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	+0.25/ -0.75x110°	1.0
135	-1.25/ -1.00x91°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.25/ -0.75x95°	1.0
136	-1.25/ -0.75x86°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.50/ -1.25x81°	1.0
137	-1.00/ -0.50x90°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.75/ -0.00x90°	1.0
138	-1.75/ -0.50x26°	0.1	0.7	0.7	0.5	Tipo II	P4	+0.50/ -0.25x16°	0.6
139	-2.75/ -0.50x171°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.75/ -0.50x170°	1.0
140	+1.25/ -1.00x110°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.25/ -0.75x108°	1.0
141	+2.00/ -0.75x100°	0.3	0.9	0.8	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.00/ -0.50x103°	1.0
142	+1.50/ -0.25x61°	0.4	0.9	0.9	0.8	Tipo II	P5	-0.25/ -0.25x65°	1.0
143	-1.25/ -1.25x26°	0.3	0.9	0.9	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -0.25x27°	1.0
144	-1.00/ -1.75x30°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	+0.50/ -0.75x29°	1.0
145	+3.50/ -2.75x2°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.25/ -0.25x176°	1.0
146	+4.25/ -4.50x156°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	-0.50/ -1.75x161°	1.0
147	+6.50/ -2.75x172°	0.2	0.7	0.6	0.5	Tipo I	P3	-0.75/ -0.75x170°	0.6
148	+8.00/ -2.75x164°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo I	NO-NC3	-0.75/ -0.50x168°	1.0
149	-5.75/ -0.75x168°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.75/ -0.25x164°	1.0
150	-5.50/ -0.75x166°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.50/ -0.50x161°	1.0

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 4.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
151	+1.25/ -0.75x36°	0.4	0.9	0.9	0.8	Tipo I	NO-NC3	+0.25/ -0.50x36°	0.9
152	+1.50/ -1.00x172°	0.3	0.9	0.9	0.8	Tipo I	C4	+0.50/ -0.50x165°	0.9
153	+2.25/ -0.25x96°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.00/ -0.50x82°	1.0
154	+2.50/ -1.50x155°	0.2	1.0	0.9	0.8	Tipo I	C3	+0.25/ -1.00x141°	0.9
155	+8.50/ -1.00x166°	0.05	0.7	0.8	0.63	Tipo III	C5	-0.50/ -0.25x148°	0.8
156	-9.75/ -2.25x14°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.25/ -0.50x15°	1.0
157	-4.00/ -2.75x163°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	+0.75/ -0.50x166°	1.0
158	+4.50/ -1.75x25°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC6	-0.75/ -0.50x24°	1.0
159	+4.75/ -2.25x162°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.50/ -0.75x148°	1.0
160	-2.50/ -0.25x52°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo I	P3	-0.25/ -0.25x39°	1.0
161	-1.75/ -0.50x15°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC4	-0.25/ -0.50x19°	1.0
162	-2.50/ -1.25x162°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo I	P3	-0.50/ -0.50x153°	1.0
163	-2.25/ -0.50x143°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC5	-0.75/ -0.25x139°	1.0
164	-2.25/ -1.75x139°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC6	+0.00/ -0.75x125°	1.0
165	-1.00/ -0.50x62°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.25/ -0.50x52°	1.0
167	+3.75/ -3.25x11°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	-0.25/ -1.25x14°	1.0
168	+7.75/ -1.50x116°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	-0.25/ -0.50x114°	1.0
169	+8.75/ -1.00x122°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.25/ -0.75x124°	1.0
170	+1.50/ -0.75x43°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	+0.00/ -0.75x38°	1.0
171	+1.25/ -0.00x0°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo I	P4	-0.75/ -0.00x0°	1.0
172	+1.50/ -3.25x4°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.25/ -1.25x12°	1.0
173	+1.75/ -2.00x179°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo I	P4	+0.00/ -1.00x173°	1.0
174	-1.25/ -1.25x105°	0.1	0.7	0.7	0.63	Tipo II	C5	+0.25/ -0.25x104°	0.7
175	-1.00/ -0.25x33°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	+0.25/ -0.50x37°	1.0
176	+1.00/ -1.50x94°	0.3	0.9	1.0	0.63	Tipo I	P4	+0.75/ -0.50x87°	1.0
177	+2.75/ -1.25x3°	0.3	0.9	0.8	0.63	Tipo I	NO-NC4	-0.75/ -0.50x24°	0.8
178	+2.75/ -2.00x161°	0.4	0.9	0.9	0.8	Tipo II	P5	-0.50/ -1.00x166°	0.9
179	+2.25/ -1.25x120°	0.3	0.9	0.9	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.75/ -0.75x116°	0.9
180	+3.25/ -1.50x103°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.75/ -0.25x97°	1.0
181	+2.00/ -1.75x92°	0.2	1.0	1.0	0.63	Tipo II	P5	-0.75/ -0.50x90°	1.0
182	+2.00/ -1.25x95°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo III	NO-NC5	+0.00/ -0.75x95°	1.0
183	-1.25/ -1.25x174°	0.2	0.7	0.6	0.5	Tipo I	C3	-0.75/ -0.50x165°	0.6
184	+4.00/ -3.50x93°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.25/ -0.75x90°	1.0
185	+5.00/ -3.25x73°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.50x66°	1.0
186	+1.00/ -1.25x102°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	-0.25/ -0.75x108°	1.0
187	+1.00/ -1.00x112°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.25/ -0.50x112°	1.0
188	-4.00/ -1.00x129°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	+0.50/ -0.25x129°	1.0
189	-3.50/ -1.50x121°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.25/ -0.00x0°	1.0
190	+4.25/ -1.00x37°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	-0.75/ -0.00x0°	1.0
191	+4.25/ -2.00x121°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo II	C5	-0.75/ -0.75x115°	1.0
192	-3.75/ -0.50x163°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	-0.50/ -0.50x170°	1.0
193	-3.00/ -1.75x132°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.25/ -0.75x130°	1.0
194	-2.00/ -0.50x13°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.00/ -0.50x22°	1.0
195	-3.00/ -3.50x144°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.25/ -0.50x134°	1.0
196	-3.75/ -1.25x153°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.75x157°	1.0
197	-3.25/ -0.75x25°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	+0.25/ -0.50x27°	1.0
198	-1.50/ -1.00x168°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	+0.00/ -0.50x160°	1.0
199	-1.00/ -1.50x133°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	+0.00/ -0.75x134°	1.0
200	-3.00/ -1.25x98°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/ -0.25x102°	1.0

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 5.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
201	-2.50/ -1.25x91°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.50x105°	1.0
202	-2.75/ -1.50x104°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.25/ -0.25x102°	1.0
203	-6.00/ -1.00x122°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	+0.75/ -0.25x113°	1.0
204	-8.00/ -2.25x101°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	-0.50/ -0.75x103°	1.0
205	-3.25/ -0.25x43°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.25/ -0.00x0°	1.0
206	-3.00/ -1.00x173°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC5	-0.75/ -0.50x163°	1.0
207	-1.00/ -1.50x71°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo II	P4	-0.50/ -0.75x77°	1.0
208	-1.50/ -0.75x100°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.25/ -0.50x103°	1.0
209	-1.50/ -1.00x100°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.75/ -0.50x112°	0.8
210	+3.75/ -1.00x91°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	+0.25/ -0.50x105°	1.0
211	+4.50/ -1.75x122°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.25/ -0.25x101°	1.0
212	+1.25/ -0.75x75°	0.1	0.7	0.7	0.5	Tipo III	C5	+0.75/ -0.50x71°	0.8
213	+1.25/ -0.50x132°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.25/ -0.25x133°	0.9
214	+4.50/ -1.00x120°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.00/ -0.25x129°	0.9
215	+3.50/ -0.50x109°	0.3	0.9	0.8	0.8	Tipo II	C4	-0.25/ -0.25x109°	1.0
216	-8.75/ -0.75x50°	0.4	0.9	0.9	0.63	Tipo III	C5	+0.25/ -0.50x27°	1.0
217	-6.50/ -0.25x160°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo II	NO-NC4	+0.00/ -0.00x0°	1.0
218	-1.25/ -1.50x119°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo I	P3	+0.25/ -0.25x107°	0.6
219	-1.00/ -2.00x68°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.50/ -0.25x78°	1.0
220	+8.00/ -3.75x80°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC6	+0.75/ -0.50x75°	1.0
221	+11.50/ -3.50x39°	0.2	0.7	0.6	0.5	Tipo II	P5	+0.00/ -1.00x40°	0.7
222	+1.00/ -1.25x7°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.00/ -0.25x6°	1.0
223	-1.00/ -0.25x56°	0.3	0.9	0.9	0.8	Tipo II	P5	+0.75/ -0.25x45°	0.9
224	-2.50/ -1.50x82°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	+0.25/ -0.75x78°	1.0
225	+1.75/ -5.00x88°	0.2	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC6	+0.50/ -4.00x69°	1.0
226	-10.25/ -4.25x0°	0.05	0.9	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.75/ -2.75x0°	1.0
227	-5.00/ -3.25x174°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.50/ -2.00x163°	1.0
228	+1.00/ -1.25x88°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	+0.00/ -0.25x83°	1.0
229	+1.00/ -1.00x95°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.25/ -0.75x110°	1.0
230	+1.25/ -0.50x87°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo I	NO-NC3	+0.75/ -0.25x87°	1.0
231	+1.50/ -0.75x0°	0.3	0.9	0.8	0.8	Tipo I	C4	-0.75/ -0.75x0°	0.9
232	-1.00/ -0.25x45°	0.4	0.9	0.9	0.63	Tipo III	C5	+0.75/ -0.25x42°	1.0
233	-1.50/ -0.50x131°	0.3	0.9	0.9	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.25x130°	1.0
234	-1.00/ -0.00x0°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.75/ -0.25x178°	1.0
235	+3.25/ -2.50x163°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	-0.25/ -0.75x159°	1.0
236	+3.00/ -0.75x127°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NO4	-0.50/ -0.25x126°	1.0
237	+3.00/ -2.50x156°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo I	C3	+0.00/ -0.25x158°	1.0
238	+3.00/ -1.00x133°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	-0.50/ -0.50x137°	1.0
239	+2.50/ -1.75x114°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.50/ -0.25x110°	1.0
240	+2.25/ -1.75x81°	0.3	1.0	1.0	1.0	Tipo II	P4	+0.25/ -0.25x86°	0.8
241	-1.50/ -0.50x98°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.25x91°	1.0
242	-1.75/ -0.75x162°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	+0.25/ -0.50x155°	0.9
243	-1.25/ -1.00x2°	0.7	0.9	1.0	0.63	Tipo I	NO-NC3	+0.25/ -0.50x4°	0.9
244	+1.00/ -2.25x89°	0.4	0.9	1.0	0.63	Tipo III	P5	+0.75/ -1.00x100°	1.0
245	+3.75/ -0.50x123°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.25/ -0.25x130°	1.0
246	+3.50/ -1.00x98°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.25x102°	1.0
247	-4.75/ -3.00x178°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	+0.00/ -1.50x0°	1.0
248	-4.75/ -3.25x2°	0.4	0.9	0.9	0.63	Tipo I	P3	+0.75/ -0.50x7°	0.9
249	+2.00/ -1.25x89°	0.3	0.9	0.9	0.8	Tipo I	NO-NC3	+0.50/ -0.75x91°	1.0
250	+2.00/ -0.75x81°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	+0.50/ -0.75x80°	1.0

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 6.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
251	+1.00/ 0.75x61°	0.1	0.9	1.0	0.8	Tipo II	C3	+0.50/ -0.50x58°	1.0
252	+1.00/ -0.75x9°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC3	+0.75/ -0.75x5°	1.0
253	-3.75/ -1.00x178°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.75/ -0.25x170°	1.0
254	-1.50/ -0.50x27°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P3	-0.25/ -0.25x31°	1.0
255	-1.50/ -0.50x142°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.50/ -0.25x142°	1.0
256	+1.00/ -2.50x115°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.25/ -1.00x115°	1.0
257	-4.75/ -0.25x143°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P3	-0.50/ -0.25x127°	1.0
258	-4.25/ -1.00x132°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC4	-0.50/ -0.25x139°	1.0
259	-1.75/ -0.25x82°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P4	-0.25/ -0.25x83°	1.0
260	-2.00/ -0.50x150°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.25x145°	1.0
261	+4.00/ -1.25x118°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	+0.50/ -0.50x123°	1.0
262	+3.75/ -0.25x87°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P3	-0.25/ -0.50x88°	1.0
263	-2.25/ -0.75x147°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC3	-0.25/ -0.50x139°	1.0
264	-2.50/ -0.25x146°	0.3	0.9	0.8	0.8	Tipo II	C3	+0.75/ -0.25x156°	0.8
265	+2.75/ -1.00x145°	0.4	0.9	0.9	0.63	Tipo III	C5	+0.25/ -0.25x143°	0.9
266	-2.25/ -0.50x150°	0.3	0.9	0.9	0.6	Tipo IV	NO-NC6	+0.00/ -0.25x147°	0.9
267	-2.50/ -0.50x109°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo II	C3	+0.25/ -0.00x0°	1.0
268	-2.00/ -2.75x111°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P4	-0.75/ -0.50x115°	1.0
269	-1.50/ -2.50x80°	0.7	0.9	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC3	-0.25/ -0.75x83°	1.0
270	+2.75/ -1.25x99°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	P5	-0.75/ -0.50x103°	1.0
271	+3.50/ -1.50x112°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo II	C4	-0.50/ -0.50x117°	1.0
272	-1.00/ -0.25x139°	0.1	0.7	0.7	0.8	Tipo III	P4	+0.75/ -0.50x133°	0.7
273	-2.50/ -0.75x176°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC5	+0.00/ -0.50x173°	1.0
274	+1.00/ -1.50x157°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P3	-0.25/ -0.50x147°	1.0
275	+2.25/ -1.00x103°	0.3	0.9	0.8	0.63	Tipo II	P3	+0.50/ -0.75x99°	0.8
276	+1.75/ -1.00x50°	0.4	0.9	0.9	0.63	Tipo III	P5	-0.25/ -0.50x57°	0.9
277	-2.75/ -2.00x48°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo IV	NO-NC5	+0.50/ -0.25x68°	0.9
278	-8.75/ -2.00x125°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.50/ -0.25x127°	1.0
279	-4.00/ -1.00x106°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.75/ -0.25x107°	1.0
280	-3.25/ -1.75x120°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C4	-0.75/ -0.25x122°	1.0
281	-1.25/ -0.75x111°	0.2	0.7	0.6	0.5	Tipo II	NO-NC4	-0.25/ -0.50x105°	0.6
282	+1.00/ -0.25x66°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P4	+0.25/ -0.50x67°	1.0
283	+1.50/ -0.50x12°	0.7	0.9	1.0	0.8	Tipo II	C5	+0.00/ -0.50x8°	1.0
284	+1.75/ -1.00x179°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.50/ -0.75x161°	1.0
285	-1.25/ -0.50x89°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.25/ -0.75x85°	1.0
286	-1.25/ -0.25x33°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/ -0.00x0°	1.0
287	-2.00/ -0.00x0°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo II	C4	-0.50/ -0.00x0°	1.0
288	+1.25/ -1.25x104°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P4	-0.25/ -0.50x109°	1.0
289	+1.50/ -1.00x93°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC3	+0.50/ -0.25x96°	1.0
290	-5.50/ -0.75x1°	0.7	0.9	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -0.50x9°	1.0
291	-4.75/ -1.50x170°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC6	+0.00/ -0.75x165°	1.0
292	-4.75/ -0.50x64°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P4	-0.75/ -0.50x55°	1.0
293	-5.00/ -0.25x73°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.50x77°	1.0
294	+1.25/ -1.75x115°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C3	-0.25/ -0.50x115°	1.0
295	-4.75/ -1.25x14°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.50/ -0.50x18°	1.0
296	-3.75/ -2.00x173°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.50x172°	1.0
297	+1.00/ -2.00x6°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	+0.25/ -0.50x14°	1.0
298	+2.50/ -2.50x169°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.25/ -0.75x168°	1.0
299	+1.25/ -1.50x180°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	-0.25/ -0.25x178°	1.0
300	+2.25/ -2.00x160°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC6	+0.00/ -0.75x168°	1.0

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 7.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
301	+4.25/ -1.00x132°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.25/ -0.50x138°	1.0
302	+1.75/ -0.25x122°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo II	NO-NC3	+0.00/ -0.25x125°	1.0
303	+2.25/ -1.00x10°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -0.50x12°	1.0
304	+1.50/ -1.25x176°	0.05	0.7	0.7	0.8	Tipo III	C5	-0.25/ -0.75x171°	0.9
305	+1.50/ -0.25x153°	0.4	0.8	0.8	0.8	Tipo II	NO-NC3	+0.25/ -1.00x154°	0.8
306	+1.50/ -1.00x154°	0.2	0.8	0.8	0.63	Tipo II	C3	-0.75/ -0.25x150°	0.8
307	+1.75/ -1.75x176°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC5	+0.00/ -0.75x173°	1.0
308	+1.00/ -0.75x159°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P3	+0.50/ -0.75x151°	1.0
309	-5.25/ -0.50x3°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC6	-0.25/ -0.50x1°	1.0
310	-5.00/ -0.75x144°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P3	+0.75/ -0.25x140°	0.9
311	-1.25/ -3.25x171°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.25/ -0.75x178°	1.0
312	-1.00/ -3.00x10°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C3	+0.75/ -0.75x11°	1.0
313	-2.50/ -0.50x56°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P3	-0.25/ -0.50x57°	0.9
314	-3.00/ -2.50x174°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.50/ -0.50x180°	1.0
315	-4.25/ -0.75x177°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	C5	+0.00/ -0.00x0°	1.0
316	-4.00/ -0.50x2°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/ -0.50x8°	1.0
317	+1.00/ -1.00x100°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P3	-0.75/ -0.25x108°	1.0
318	+1.00/ -1.00x112°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	-0.75/ -0.25x110°	1.0
319	-4.00/ -0.75x16°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	+0.00/ -0.50x12°	1.0
320	-5.50/ -1.25x13°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P3	+0.75/ -0.25x13°	1.0
321	-2.25/ -4.00x131°	0.4	0.9	1.0	0.8	Tipo III	P4	+0.25/ -1.75x133°	1.0
322	-1.75/ -5.00x0°	0.5	1.0	0.9	0.63	Tipo IV	NO-NC5	+0.25/ -3.50x9°	1.0
323	-1.00/ -0.50x153°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	+0.50/ -0.25x149°	1.0
324	-1.00/ -0.50x125°	0.3	1.0	1.0	0.9	Tipo II	P4	-0.25/ -0.00x0°	1.0
325	-1.75/ -2.00x30°	0.3	0.9	0.9	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/ -0.75x30°	1.0
326	-1.00/ -1.25x80°	0.2	0.8	0.8	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.50/ -0.50x75°	0.8
327	-2.00/ -0.75x15°	0.5	0.9	0.9	0.8	Tipo III	C5	-0.25/ -0.50x10°	1.0
328	-1.50/ -1.00x115°	0.05	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.25/ -0.50x125°	0.9
329	+1.00/ -0.50x163°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC4	-0.25/ -0.50x158°	1.0
330	-1.00/ -0.25x174°	0.4	0.9	1.0	0.8	Tipo II	C3	-0.25/ -0.25x161°	1.0
331	-3.00/ -0.75x118°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.50/ -0.25x119°	1.0
332	-3.25/ -0.50x126°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	-0.50/ -0.50x119°	1.0
333	+1.50/ -1.00x107°	0.1	1.0	0.9	0.63	Tipo IV	NO-NC6	-0.75/ -0.50x105°	1.0
334	+3.25/ -0.25x119°	0.1	0.9	0.9	0.63	Tipo III	P5	+0.50/ -0.25x119°	1.0
335	-1.75/ -0.50x9°	0.5	0.9	0.8	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -0.50x12°	0.8
336	-2.00/ -0.50x15°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.00/ -0.75x15°	1.0
337	-2.75/ -0.25x143°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo III	P5	-0.25/ -0.25x135°	1.0
338	-1.75/ -0.50x47°	0.2	0.9	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.25/ -0.50x43°	1.0
339	-2.75/ -0.25x113°	0.5	0.9	0.9	0.63	Tipo II	NO-NC3	+0.00/ -0.25x116°	0.8
340	+1.00/ -0.50x92°	0.4	1.0	0.9	0.8	Tipo III	P5	-0.25/ -0.50x93°	1.0
341	+1.00/ -0.50x117°	0.2	1.0	0.9	0.63	Tipo III	P5	-0.50/ -0.25x119°	1.0
342	+1.00/ -0.50x151°	0.3	0.9	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/ -0.50x151°	1.0
343	-3.25/ -1.00x155°	0.1	0.9	0.8	0.63	Tipo II	C3	-0.75/ -0.50x145°	0.8
344	-4.50/ -0.75x179°	0.3	0.6	0.6	0.5	Tipo III	P4	+0.50/ -0.25x169°	0.6
345	+4.50/ -0.25x68°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC4	-0.25/ -0.25x72°	0.9
346	+3.75/ -0.75x118°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	+0.00/ -0.25x115°	1.0
347	+1.00/ -0.25x170°	0.4	1.0	0.9	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -0.25x162°	1.0
348	+1.25/ -0.50x149°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	-0.25/ -0.50x141°	1.0
349	-2.50/ -1.50x94°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/ -0.25x89°	1.0
350	-1.50/ -1.00x102°	0.05	0.7	0.6	0.63	Tipo II	P3	-0.25/ -0.75x104°	0.7

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 8.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
351	-2.50/ -0.75x56°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	-0.50/ -0.50x50°	1.0
352	-2.75/ -0.75x78°	0.1	0.7	0.7	0.5	Tipo I	P3	+0.50/ -0.75x69°	1.0
353	-5.50/ -1.75x96°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.50/ -0.75x94°	0.9
354	-6.25/ -1.25x99°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo I	C3	+0.25/ -0.75x100°	1.0
355	-1.25/ -0.25x164°	0.3	0.9	0.8	0.63	Tipo II	C3	+0.00/ -0.25x166°	1.0
356	-3.75/ -0.75x159°	0.4	0.9	0.9	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.50/ -0.25x156°	0.8
357	-3.50/ -0.25x156°	0.3	0.9	0.9	0.8	Tipo IV	C5	+0.25/ -0.25x149°	1.0
358	+1.50/ -0.50x51°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC5	+0.75/ -0.25x45°	1.0
359	+1.25/ -0.00x0°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	+0.75/ -0.00x0°	1.0
360	-5.00/ -0.75x73°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	+0.75/ -0.25x86°	1.0
361	-4.00/ -1.50x125°	0.2	0.7	0.6	0.63	Tipo I	P3	+0.00/ -0.00x0°	0.7
362	-5.75/ -3.50x26°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	-0.50/ -0.75x28°	1.0
363	+2.75/ -3.75x3°	0.2	0.3	0.3	0.12	Tipo II	P4	-0.75/ -0.75x6°	0.3
364	-1.00/ -0.50x132°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	-0.75/ -0.50x138°	0.8
365	-1.50/ -0.25x118°	0.3	0.4	0.5	0.32	Tipo IV	C5	-0.25/ -0.25x119°	0.5
366	-3.50/ -1.00x3°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.00/ -0.50x8°	1.0
367	-3.75/ -0.75x8°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P4	+0.50/ -0.00x0°	1.0
368	-1.50/ -0.25x166°	0.6	0.9	0.8	0.63	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.25x178°	0.9
369	-1.00/ -0.50x159°	0.4	0.9	0.9	0.8	Tipo I	C3	-0.50/ -0.50x150°	1.0
370	-1.25/ -0.50x17°	0.6	0.9	0.8	0.63	Tipo III	P5	+0.75/ -0.00x0°	0.8
371	-6.25/ -2.25x112°	0.05	0.2	0.3	0.12	Tipo II	C4	+0.75/ -0.75x97°	0.3
372	+2.50/ -1.50x51°	0.5	0.8	0.8	0.63	Tipo III	NO-NC4	+0.75/ -0.50x58°	0.7
373	-6.00/ -3.00x114°	0.4	0.8	0.8	0.63	Tipo I	P3	+0.25/ -0.25x113°	0.8
374	+1.75/ -2.50x70°	0.4	0.7	0.6	0.5	Tipo II	P4	+0.00/ -0.25x68°	0.7
375	-1.00/ -1.00x109°	0.05	0.6	0.6	0.5	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.25x107°	0.9
376	-1.00/ -1.50x92°	0.5	0.9	0.9	0.8	Tipo III	C5	+0.50/ -0.25x99°	1.0
377	-1.00/ -0.50x114°	0.2	0.4	0.4	0.32	Tipo I	P3	-0.25/ -0.50x112°	0.3
378	-1.25/ -0.50x95°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	+0.00/ -0.25x95°	1.0
379	+1.00/ -0.50x151°	0.1	0.8	0.8	0.8	Tipo III	C5	-0.50/ -0.50x154°	1.0
380	+1.50/ -2.50x178°	0.2	0.3	0.2	0.12	Tipo II	P4	+0.00/ -0.75x175°	0.3
381	+1.75/ -2.25x11°	0.3	1.0	0.9	0.8	Tipo IV	C5	+0.50/ -0.75x18°	1.0
382	-3.25/ -3.50x102°	0.05	0.2	0.1	0.12	Tipo III	NO-NC5	-0.50/ -0.75x107°	0.2
383	-1.00/ -1.25x91°	0.3	0.7	0.6	0.5	Tipo I	C3	+0.50/ -0.25x87°	0.7
384	-1.75/ -1.00x23°	0.4	0.8	0.9	0.8	Tipo III	P4	-0.25/ -0.50x12°	1.0
385	-1.25/ -2.00x154°	0.4	0.9	0.8	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -1.50x159°	0.9
386	+4.25/ -1.00x107°	0.1	0.6	0.7	0.63	Tipo I	P3	-0.75/ -0.50x100°	0.9
387	+4.00/ -1.00x100°	0.2	0.6	0.5	0.5	Tipo III	P5	-0.25/ -0.25x102°	0.6
388	+1.00/ -1.00x90°	0.6	1.0	0.9	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.50/ -0.75x94°	1.0
389	-1.75/ -0.50x9°	0.05	0.5	0.6	0.63	Tipo II	P4	0.75/ -0.50x15°	0.6
390	-3.00/ -1.00x3°	0.4	0.8	0.7	0.63	Tipo III	P5	+0.00/ -0.50x9°	0.8
391	+3.50/ -0.50x88°	0.6	0.7	0.6	0.63	Tipo III	NO-NC4	-0.25/ -0.25x82°	0.6
392	+3.75/ -1.00x114°	0.3	0.5	0.5	0.5	Tipo II	C4	+0.25/ -0.50x111°	0.5
393	-2.00/ -0.25x47°	0.05	0.5	0.5	0.5	Tipo II	P5	+0.50/ -0.00x0°	0.7
394	-1.50/ -0.50x180°	0.3	0.8	0.9	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.00/ -0.50x173°	1.0
395	+4.50/ -1.00x36°	0.4	0.8	0.9	0.63	Tipo III	P5	+0.25/ -0.25x33°	0.8
396	+3.50/ -0.25x177°	0.1	0.5	0.4	0.32	Tipo I	NO-NC3	-0.75/ -0.25x180°	0.4
397	-7.25/ -1.25x106°	0.2	0.6	0.6	0.63	Tipo IV	C5	-0.75/ -0.25x105°	0.7
398	-4.25/ -2.50x69°	0.6	0.8	0.7	0.63	Tipo I	P3	+0.50/ -0.75x70°	0.7
399	+2.75/ -0.25x17°	0.1	0.7	0.7	0.63	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -0.25x16°	0.7
400	+2.75/ -0.50x9°	0.05	0.6	0.5	0.5	Tipo III	NO-NC5	+0.25/ -0.25x10°	0.5

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 9.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
401	+3.75/ -3.00x88°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	-0.75/ -0.25x84°	1.0
402	+2.75/ -2.00x86°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	+0.50/ -0.50x95°	1.0
403	+2.75/ -1.75x163°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.25/ -0.25x165°	1.0
405	-1.25/ -0.50x110°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	0.00/ -0.50x120°	1.0
405	-6.25/ -2.00x170°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.75/ -0.50x169°	0.8
406	-6.00/ -1.25x1°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	+0.00/ -0.50x22°	0.9
407	-3.25/ -1.25x117°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo I	P3	+0.00/ -0.50x111°	1.0
408	-3.50/ -0.75x100°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	+0.25/ -0.50x107°	1.0
409	+1.75/ -1.00x24°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	+0.00/ -0.25x38°	1.0
410	+2.75/ -2.00x71°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	+0.75/ -0.50x81°	1.0
411	+2.75/ -2.50x107°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.75/ -0.75x103°	1.0
412	-1.75/ -1.00x150°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.75/ -0.25x156°	1.0
413	-2.50/ -1.00x157°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.00/ -0.50x165°	1.0
414	-1.75/ -0.25x71°	0.3	0.9	0.8	0.8	Tipo II	C5	+0.00/ -0.25x74°	1.0
415	-2.00/ -0.25x58°	0.4	0.9	0.9	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.25/ -0.25x47°	1.0
416	-1.75/ -1.25x4°	0.3	0.9	0.9	0.8	Tipo I	P4	-0.50/ -0.50x11°	1.0
417	-3.50/ -1.50x6°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.75/ -0.75x4°	1.0
418	+3.75/ -0.50x165°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.75/ -0.00x160°	1.0
419	+3.75/ -0.25x92°	0.4	0.9	0.9	0.8	Tipo III	NO-NC3	-0.50/ -0.50x105°	1.0
420	-1.50/ -0.50x135°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo I	P4	+0.50/ -0.25x122°	1.0
421	-1.50/ -0.50x146°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/ -0.50x137°	1.0
422	-1.25/ -0.25x61°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.25/ -0.25x70°	1.0
423	-2.25/ -1.25x155°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P3	-0.50/ -0.50x136°	1.0
424	-1.25/ -2.00x160°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.25/ -0.50x156°	1.0
425	-1.00/ -0.50x27°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.00/ -0.50x30°	1.0
426	-1.00/ -0.75x174°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.25/ -0.25x160°	0.9
427	+1.50/ -0.50x17°	0.05	0.9	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.50/ -0.25x15°	1.0
428	-2.25/ -0.50x133°	0.5	0.9	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC6	+0.50/ -0.25x138°	1.0
429	-2.50/ -0.50x141°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.50/ -0.50x159°	1.0
430	+1.00/ -1.00x96°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.75/ -0.25x86°	1.0
431	-1.25/ -0.25x158°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo III	C3	-0.75/ -0.25x150°	1.0
432	-1.25/ -0.25x75°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	+0.25/ -0.25x80°	1.0
433	-1.00/ -0.75x104°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.50/ -0.25x107°	1.0
434	+1.50/ -2.25x109°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	+0.75/ -1.00x103°	1.0
435	-1.25/ -2.00x19°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P4	+0.75/ -0.50x15°	0.9
436	-17.00/ -1.00x0°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.75/ -1.00x1°	1.0
437	+1.00/ -1.75x68°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	+0.25/ -0.50x70°	1.0
438	+1.00/ -2.25x90°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.50/ -0.50x110°	1.0
439	-3.75/ -2.25x177°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.75/ -0.75x170°	0.9
440	-1.50/ -0.25x19°	0.05	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.00/ -0.25x17°	1.0
441	-14.75/ -3.25x28°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo II	C5	+0.25/ -1.25x25°	1.0
442	-1.25/ -0.00x0°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	+0.00/ -0.00x0°	1.0
443	-1.00/ -0.50x137°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.25/ -0.25x145°	0.9
444	+1.50/ -2.50x106°	0.5	1.0	0.9	0.63	Tipo I	NO-NC4	+0.75/ -0.25x104°	0.8
445	-1.00/ -0.75x94°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/ -0.50x102°	1.0
446	-1.00/ -0.75x79°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	+0.00/ -0.75x82°	1.0
447	-2.25/ -1.50x46°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	-0.50/ -0.25x41°	1.0
448	+1.50/ -2.00x72°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.50/ -0.50x75°	1.0
449	+2.00/ -2.50x129°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	-0.25/ -0.50x127°	1.0
450	-1.50/ -2.50x108°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.00/ -0.75x103°	0.8

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 10.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
451	-10.50/ -1.50x8°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -0.50x175°	1.0
452	-9.25/ -1.75x173°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	+0.00/ -0.50x177°	1.0
453	+1.00/ -1.25x69°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	+0.00/ -0.25x72°	1.0
454	+1.00/ -1.00x21°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	-0.25/ -0.50x11°	1.0
455	-1.00/ -0.25x134°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	-0.75/ -0.25x142°	1.0
456	-1.00/ -0.00x0°	0.05	0.9	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.75/ -0.00x0°	0.7
457	-1.25/ -0.50x177°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.00/ -0.25x171°	1.0
458	-1.25/ -1.50x10°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.75/ -0.75x18°	1.0
459	-1.50/ -1.75x14°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.25/ -0.75x16°	1.0
460	+1.75/ -2.75x67°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo II	C5	+0.25/ -0.25x63°	1.0
461	+6.00/ -0.00x0°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	+0.50/ -0.25x5°	0.9
462	-4.50/ -0.75x150°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.25/ -0.75x144°	1.0
463	+1.75/ -3.00x10°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo I	P4	+0.25/ -0.50x19°	1.0
464	+1.00/ -2.00x7°	0.1	0.7	0.7	0.63	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.50x4°	0.9
465	-2.75/ -1.75x74°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.75/ -0.75x60°	0.9
466	-1.50/ -0.75x168°	0.3	0.9	1.0	0.63	Tipo I	P4	-0.75/ -0.25x179°	1.0
467	-1.25/ -1.25x175°	0.3	0.9	0.8	0.63	Tipo II	C5	-0.75/ -0.50x172°	1.0
468	-1.00/ -0.25x153°	0.4	0.9	0.9	0.63	Tipo II	P4	-0.25/ -0.50x147°	1.0
469	-1.00/ -0.25x154°	0.3	0.9	0.9	0.8	Tipo I	NO-NC3	+0.75/ -0.00x0°	1.0
470	-1.50/ -0.50x24°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC6	-0.50/ -0.50x14°	1.0
471	-1.25/ -1.00x16°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.00/ -0.25x15°	0.9
472	-1.25/ -0.50x142°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	+0.00/ -0.25x128°	0.8
473	-1.75/ -0.25x157°	0.2	0.7	0.6	0.63	Tipo I	P3	+0.00/ -0.25x150°	0.7
474	-4.25/ -2.50x14°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC4	+0.25/ -0.50x18°	0.9
475	-3.50/ -3.00x11°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	+0.25/ -0.00x0°	0.9
476	-7.75/ -0.50x17°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	-0.25/ -0.50x13°	1.0
477	-7.00/ -0.75x149°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.25x153°	0.9
478	-1.50/ -0.25x170°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.50/ -0.25x164°	1.0
479	-1.00/ -1.00x148°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.50/ -0.25x157°	1.0
480	-1.25/ -0.75x169°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	-0.75/ -0.75x162°	0.9
481	-1.25/ -1.25x9°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.75/ -0.50x17°	1.0
482	-1.50/ -1.25x170°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.75/ -0.50x175°	0.9
483	+1.00/ -1.00x164°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.75/ -0.50x164°	0.8
484	+1.00/ -1.50x154°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	-0.75/ -0.25x160°	1.0
485	-1.00/ -0.25x112°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.00/ -0.25x110°	1.0
486	-1.25/ -1.00x14°	0.3	0.9	0.8	0.63	Tipo II	C4	-0.50/ -0.25x14°	1.0
487	-2.50/ -0.75x100°	0.4	0.9	0.9	0.63	Tipo I	P3	-0.25/ -0.75x103°	0.9
488	-2.50/ -0.50x64°	0.3	0.9	0.9	0.8	Tipo I	P4	+0.75/ -0.75x67°	1.0
489	+1.00/ -0.75x133°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.75/ -0.50x138°	0.6
490	+1.00/ -1.00x169°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC6	+0.25/ -0.25x163°	0.9
491	+1.00/ -1.25x179°	0.1	0.7	1.0	0.8	Tipo I	C3	+0.00/ -0.25x180°	0.9
492	+3.00/ -0.75x38°	0.4	0.9	0.9	0.8	Tipo III	NO-NC6	+0.25/ -0.50x27°	0.9
493	+3.75/ -0.50x160°	0.5	0.8	0.9	0.63	Tipo II	C4	+0.50/ -0.25x159°	0.9
494	+4.25/ -4.00x166°	0.5	0.9	0.8	0.63	Tipo III	NO-NC6	-0.25/ -0.50x154°	1.0
495	+5.50/ -1.50x173°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.00/ -0.25x155°	0.8
496	+7.25/ -1.75x180°	0.05	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	-0.50/ -0.50x174°	0.8
497	+7.50/ -2.25x175°	0.1	0.7	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.00/ -0.75x174°	0.9
498	-1.25/ -0.75x175°	0.4	0.9	0.9	0.8	Tipo I	P3	+0.50/ -0.75x168°	0.8
499	-6.50/ -4.00x6°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo IV	NO-NC5	-0.50/ -0.25x11°	1.0
500	-4.75/ -4.25x166°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	+0.50/ -1.00x157°	0.8

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 11.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
501	-1.50/ -0.25x139°	0.4	1.0	0.9	0.63	Tipo I	C3	-0.25/ -0.50x112°	1.0
502	-1.25/ -0.75x129°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -0.50x139°	1.0
503	-4.25/ -1.75x9°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	-0.25/ -0.00x0°	1.0
504	-3.75/ -3.00x165°	0.5	0.9	1.0	0.63	Tipo I	C3	-0.25/ -0.25x162°	1.0
505	-1.25/ -3.50x85°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P3	+0.50/ -1.25x74°	1.0
506	-1.00/ -3.50x11°	0.1	0.7	0.7	0.5	Tipo III	NO-NC5	0.75/ -1.50x15°	0.7
507	-3.00/ -0.25x173°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.00/ -0.25x179°	1.0
508	-2.50/ -0.75x27°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.75x22°	1.0
509	-1.25/ -1.25x88°	0.3	0.9	0.8	0.63	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.75x88°	0.8
510	-7.75/ -0.50x156°	0.4	0.9	0.9	0.63	Tipo II	C5	+0.50/ -0.50x157°	0.9
511	-7.75/ -0.50x133°	0.3	0.9	0.9	0.8	Tipo II	P4	+0.00/ -0.50x137°	0.9
512	+1.25/ -2.50x83°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.25/ -0.50x88°	1.0
513	-7.25/ -0.25x3°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	-0.75/ -0.25x1°	1.0
514	-5.75/ -1.00x150°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo I	P3	-0.75/ -0.25x155°	1.0
515	-1.75/ -0.25x139°	0.2	0.7	0.6	0.5	Tipo I	P3	+0.50/ -0.25x121°	0.6
516	-2.25/ -0.25x111°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	-0.25/ -0.25x109°	1.0
517	+3.25/ -1.50x64°	0.6	0.8	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.25/ -0.75x53°	1.0
518	+1.75/ -0.50x38°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	-0.75/ -0.25x24°	1.0
519	-1.00/ -1.00x162°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC6	+0.50/ -0.50x165°	1.0
520	-1.25/ -0.25x5°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	+0.25/ -0.25x8°	1.0
521	-14.75/ -5.75x35°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	-0.75/ -2.50x30°	1.0
522	-1.75/ -2.00x30°	0.1	0.9	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.00/ -0.75x22°	1.0
523	-1.00/ -1.25x87°	0.5	0.9	1.0	0.63	Tipo II	C5	+0.00/ -0.75x90°	1.0
524	-2.00/ -0.75x4°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo II	C5	+0.25/ -0.75x7°	1.0
525	-1.50/ -1.00x115°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.00/ -0.25x118°	1.0
526	-1.50/ -0.50x113°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.75/ -0.50x111°	1.0
527	-4.25/ -5.00x75°	0.5	0.8	0.9	0.8	Tipo I	NO-NC3	+0.75/ -0.25x63°	0.9
528	-6.25/ -2.75x108°	0.5	0.9	0.8	0.8	Tipo I	C3	-0.75/ -0.25x106°	0.8
529	-2.50/ -1.00x165°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.00/ -0.25x165°	1.0
530	-2.50/ -1.00x170°	0.05	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.00/ -0.25x174°	1.0
531	-2.75/ -0.50x93°	0.1	0.7	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.25/ -0.50x97°	1.0
532	-1.50/ -1.25x110°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/ -0.75x110°	1.0
533	-1.25/ -0.50x155°	0.2	0.7	0.6	0.8	Tipo II	C4	+0.75/ -0.50x154°	0.6
534	-2.25/ -0.75x86°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.75/ -0.25x88°	1.0
535	-2.50/ -0.25x127°	0.6	0.8	1.0	0.63	Tipo I	NO-NC4	-0.50/ -0.25x125°	1.0
536	-1.50/ -0.75x138°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.50/ -0.25x132°	1.0
537	+2.00/ -2.00x162°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.50/ -0.50x167°	1.0
538	+1.25/ -2.25x28°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	-0.25/ -0.00x0°	1.0
539	+1.00/ -1.25x107°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.50/ -0.50x109°	1.0
540	+1.00/ -1.00x104°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	+0.25/ -0.50x106°	1.0
541	+1.50/ -0.50x17°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.00/ -0.50x12°	1.0
542	-2.25/ -0.50x133°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	-0.25/ -0.25x130°	1.0
543	-2.50/ -0.50x141°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	-0.50/ -0.25x150°	1.0
544	+1.00/ -1.00x96°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC4	+0.50/ -0.00x0°	1.0
545	+1.50/ -0.50x17°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.50/ -0.50x16°	1.0
546	-2.25/ -0.50x133°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo II	C5	-0.75/ -0.50x116°	1.0
547	-2.50/ -0.50x141°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo III	P5	-0.75/ -0.50x141°	1.0
548	+1.00/ -1.00x96°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC5	+0.25/ -0.25x90°	1.0
549	-1.25/ -0.25x158°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.50/ -0.25x157°	1.0
550	-1.25/ -0.25x75°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	+0.75/ -0.00x70°	1.0

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 12.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
551	-1.00/ -0.75x104°	0.4	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.75/ -0.50x101°	1.0
552	+1.50/ -2.25x109°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo II	NO-NC5	+0.75/ -0.50x104°	1.0
553	-1.25/ -2.00x19°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	+0.25/ -0.75x17°	1.0
554	+7.00/ -1.00x139°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/ -0.25x130°	1.0
555	+1.00/ -1.75x68°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.75/ -0.25x77°	1.0
556	+1.00/ -2.25x90°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	+0.00/ -0.50x87°	0.9
557	-3.75/ -2.25x177°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.25/ -0.75x175°	1.0
558	-1.50/ -0.25x19°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	+0.00/ -0.00x0°	1.0
559	-14.75/ -3.25x28°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo III	NO-NO5	-0.25/ -0.75x25°	1.0
560	-1.25/ -0.00x0°	0.05	0.7	0.8	0.63	Tipo I	C3	+0.75/ -0.25x174°	1.0
561	-1.00/ -0.50x137°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P3	-0.50/ -0.50x142°	0.9
562	+1.50/ -2.50x106°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.00/ -0.75x102°	1.0
563	-1.00/ -0.75x94°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	-0.50/ -0.75x91°	0.9
564	-1.00/ -0.75x79°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo III	P4	-0.50/ -0.50x85°	1.0
565	-2.25/ -1.50x46°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C5	-0.25/ -0.50x50°	0.9
566	+1.50/ -2.00x72°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P4	+0.00/ -0.50x73°	1.0
567	+2.00/ -2.50x129°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.50x127°	1.0
568	-1.50/ -2.50x108°	0.5	0.8	0.9	0.63	Tipo I	C3	+0.00/ -0.50x107°	1.0
569	-10.50/ -1.50x8°	0.5	0.9	0.8	0.63	Tipo I	P3	+0.00/ -0.25x12°	1.0
570	-9.25/ -1.75x173°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.25/ -0.50x171°	1.0
571	+1.00/ -1.25x69°	0.05	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC4	-0.75/ -0.25x62°	0.9
572	+1.00/ -1.00x21°	0.1	0.7	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.75/ -0.25x22°	0.8
573	-1.00/ -0.25x134°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo III	P5	+0.00/ -0.25x131°	0.8
574	-1.00/ -0.00x0°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.75/ -0.00x0°	0.9
575	-1.25/ -0.75x177°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -0.75x176°	0.9
576	-1.25/ -1.50x10°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.25/ -0.25x13°	1.0
577	-1.50/ -1.75x14°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	+0.50/ -0.75x15°	0.9
578	+1.75/ -2.75x67°	0.4	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.25/ -0.75x74°	1.0
579	-6.75/ -0.00x0°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.25/ -0.00x0°	1.0
580	-4.50/ -0.75x150°	0.5	0.8	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	-0.25/ -0.75x144°	0.9
581	+1.75/ -3.00x10°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.75/ -0.75x10°	1.0
582	+1.00/ -2.00x7°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo I	C3	-0.75/ -0.75x9°	0.2
583	-2.75/ -1.75x74°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	P5	-0.75/ -0.75x72°	0.8
584	-1.50/ -0.75x168°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.75x167°	1.0
585	-1.25/ -1.25x175°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo III	P5	+0.75/ -0.00x0°	1.0
586	-1.00/ -0.25x150°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo I	C3	-0.50/ -0.50x154°	1.0
587	-1.00/ -0.25x154°	0.1	0.5	0.6	0.5	Tipo II	P5	+0.00/ -0.25x153°	0.6
588	-1.50/ -0.50x24°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.00/ -0.50x28°	1.0
589	-1.25/ -1.00x16°	0.1	0.7	0.7	0.5	Tipo I	C4	+0.00/ -0.25x15°	0.7
590	-1.25/ -0.50x142°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.25/ -0.50x148°	1.0
591	-1.75/ -0.25x17°	0.3	0.9	1.0	0.63	Tipo IV	P5	+0.25/ -0.00x0°	1.0
592	-4.25/ -2.50x14°	0.3	0.9	0.8	0.63	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -1.00x13°	0.8
593	-3.50/ -3.00x11°	0.4	0.9	0.9	0.63	Tipo IV	P5	-0.25/ -1.00x15°	0.9
594	-7.75/ -0.50x17°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo IV	C5	-0.50/ -0.75x14°	0.9
595	-7.00/ -0.75x149°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.50/ -0.75x157°	1.0
596	-1.50/ -0.25x170°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.75/ -0.25x172°	1.0
597	-1.00/ -1.00x148°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC6	+0.75/ -0.50x139°	1.0
598	-1.25/ -0.75x169°	0.2	0.7	0.6	0.5	Tipo I	C4	-0.75/ -0.50x175°	0.6
599	-1.25/ -1.25x9°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.75/ -0.50x4°	1.0
600	-1.50/ -1.25x170°	0.4	0.9	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.75/ -0.25x179°	1.0

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 13.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
601	+1.00/ -1.00x164°	0.1	0.7	0.7	0.63	Tipo II	NO-NC4	+0.00/ -0.25x162°	0.7
602	+1.00/ -1.50x154°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.50/ -0.25x152°	1.0
603	-1.00/ -0.25x112°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.25/ -0.25x113°	1.0
604	-1.25/ -1.00x14°	0.3	0.9	0.8	0.63	Tipo III	NO-NC4	-0.25/ -0.25x15°	0.8
605	-2.50/ -0.75x100°	0.4	0.9	0.9	0.63	Tipo I	P3	-0.25/ -0.50x107°	0.9
606	-2.50/ -0.50x64°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo III	NO-NC5	-0.75/ -0.50x65°	0.9
607	+1.00/ -0.75x133°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	-0.50/ -0.50x134°	1.0
608	+1.00/ -1.00x169°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.50/ -0.25x173°	1.0
609	+1.00/ -1.25x179°	0.7	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	-0.75/ -0.25x178°	1.0
610	+3.75/ -0.75x38°	0.05	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P5	-0.75/ -0.50x21°	1.0
611	+3.00/ -0.50x160°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.75/ -0.50x155°	1.0
612	+4.25/ -1.00x70°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	-0.25/ -0.75x86°	1.0
613	+5.50/ -0.50x173°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.75/ -0.50x169°	1.0
614	+7.25/ -1.75x165°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo II	P5	+0.25/ -0.25x154°	0.9
615	+8.50/ -0.25x175°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.50/ -0.25x163°	1.0
616	-1.25/ -0.75x175°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo I	C3	+0.50/ -0.50x180°	1.0
617	-6.50/ -4.00x6°	0.05	0.9	1.0	0.63	Tipo III	C4	-0.25/ -2.25x15°	1.0
618	-4.75/ -4.25x166°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.25/ -0.25x174°	1.0
619	-1.50/ -0.25x139°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.50/ -0.25x139°	1.0
620	-1.25/ -0.75x129°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	+0.75/ -0.75x129°	1.0
621	-4.25/ -1.75x9°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.25/ -0.50x10°	1.0
622	-3.75/ -3.00x165°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.25/ -1.00x160°	1.0
623	-1.25/ -3.50x115°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.75x116°	1.0
624	-1.00/ -3.50x115°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	+0.00/ -0.75x113°	1.0
625	-3.00/ -0.25x173°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo I	P3	+0.00/ -0.50x174°	1.0
626	-2.50/ -0.75x27°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo II	P5	+0.00/ -0.50x29°	1.0
627	-1.25/ -1.25x88°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo III	NO-NC5	+0.75/ -0.50x86°	1.0
628	-7.75/ -0.50x156°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.75/ -0.25x156°	1.0
629	-7.75/ -0.50x133°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	-0.75/ -0.25x138°	1.0
630	+1.25/ -2.50x83°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo I	P4	+0.25/ -0.25x105°	1.0
631	-7.25/ -0.25x3°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.25/ -0.25x8°	0.7
632	-5.75/ -1.00x150°	0.05	0.7	0.8	0.63	Tipo I	C4	+0.50/ -0.75x154°	1.0
633	-1.75/ -0.25x139°	0.1	0.7	1.0	0.8	Tipo I	P4	+0.00/ -0.25x139°	1.0
634	-2.25/ -0.25x111°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.50/ -0.25x100°	0.8
635	+3.25/ -1.50x64°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	+0.25/ -0.50x70°	0.9
636	+1.75/ -0.50x38°	0.5	1.0	1.0	1.8	Tipo I	P4	-0.75/ -0.50x26°	0.9
637	-1.00/ -1.00x162°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo I	NO-NC3	+0.50/ -0.25x172°	0.7
638	-1.25/ -0.25x5°	0.1	0.7	0.7	0.5	Tipo III	C3	-0.25/ -0.25x9°	1.0
639	-14.75/ -5.75x35°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.50/ -3.25x38°	1.0
640	-1.75/ -2.00x30°	0.3	0.9	1.0	0.63	Tipo II	C5	-0.75/ -0.75x31°	0.8
641	-1.00/ -1.25x87°	0.3	0.9	0.8	0.63	Tipo IV	C4	-0.25/ -0.50x97°	0.7
642	-2.00/ -0.75x4°	0.4	0.9	0.9	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.50/ -0.25x1°	1.0
643	-1.50/ -1.00x115°	0.3	0.9	0.9	0.8	Tipo I	P3	+0.25/ -0.50x112°	1.0
644	-1.50/ -0.50x113°	0.1	0.7	0.7	0.63	Tipo III	P5	+0.25/ -0.25x106°	0.8
645	-4.25/ -5.00x75°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.50/ -0.75x173°	0.9
646	-6.25/ -2.75x108°	0.3	0.9	1.0	0.63	Tipo III	NO-NC5	-0.75/ -0.75x102°	0.9
647	-2.50/ -1.00x165°	0.3	0.9	0.8	0.8	Tipo IV	P5	-0.25/ -0.75x177°	0.7
648	-2.50/ -1.00x170°	0.4	0.9	0.9	0.8	Tipo II	C5	+0.00/ -0.25x168°	1.0
649	-2.75/ -0.50x93°	0.3	0.9	0.9	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.75/ -0.25x93°	1.0
650	-1.50/ -1.25x110°	0.1	0.7	1.0	0.63	Tipo I	NO-NC4	-0.75/ -0.25x110°	0.8

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 14.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
651	-1.25/ -0.50x155°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	-0.50/ -0.50x133°	1.0
652	-2.25/ -0.75x86°	0.5	1.0	0.9	0.63	Tipo IV	C5	-0.75/ -0.25x80°	1.0
653	-2.50/ -0.25x127°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.75/ -0.25x126°	1.0
654	-1.50/ -0.75x138°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.50/ -0.25x130°	1.0
655	+2.00/ -2.00x162°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.25/ -0.50x169°	1.0
656	+1.25/ -2.25x28°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC6	+0.00/ -0.75x30°	1.0
657	+1.00/ -1.25x107°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.50/ -0.75x107°	1.0
658	+1.00/ -1.00x104°	0.05	0.9	1.0	0.63	Tipo IV	C5	-0.50/ -0.75x109°	1.0
659	-2.25/ -1.25x5°	0.5	0.9	1.0	0.63	Tipo I	NO-NC4	-0.50/ -0.25x5°	1.0
660	-2.00/ -1.50x173°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	-0.75/ -0.50x182°	1.0
661	+2.00/ -1.50x74°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC6	+0.75/ -0.50x75°	1.0
662	+3.25/ -1.25x144°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo II	C5	-0.25/ -0.25x142°	0.9
663	+3.50/ -4.25x180°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo I	P4	+0.25/ -0.75x171°	1.0
664	+3.00/ -2.25x173°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC4	-0.25/ -0.25x171°	1.0
665	+3.50/ -1.50x178°	0.5	0.9	1.0	0.63	Tipo I	C3	-0.25/ -0.25x174°	1.0
666	+6.00/ -2.50x179°	0.1	0.7	0.7	0.5	Tipo II	P4	+0.25/ -0.75x180°	0.7
667	-3.00/ -2.50x74°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.75/ -0.25x67°	1.0
668	-2.50/ -3.50x68°	0.3	0.9	1.0	0.63	Tipo II	C4	+0.25/ -1.00x55°	1.0
669	-1.50/ -0.50x83°	0.3	0.9	0.8	0.8	Tipo I	NO-NC3	-0.75/ -0.50x93°	0.8
670	-1.00/ -0.75x167°	0.4	0.9	0.9	0.63	Tipo IV	P5	-0.50/ -0.50x160°	0.9
671	-1.25/ -0.00x0°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.00x0°	1.0
672	-1.00/ -0.50x157°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.50/ -0.00x0°	1.0
673	-1.00/ -0.50x162°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	-0.75/ -0.50x154°	1.0
674	-1.50/ -0.25x41°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.00/ -0.25x35°	1.0
675	-1.00/ -0.00x0°	0.2	0.7	0.6	0.5	Tipo III	P5	+0.00/ -0.00x0°	0.9
676	-1.00/ -1.00x171°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.50/ -0.00x0°	0.9
677	-1.25/ -1.75x12°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.50/ -0.25x0°	1.0
678	-2.75/ -0.25x15°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	+0.50/ -0.25x17°	0.9
679	-2.50/ -0.75x19°	0.5	0.8	0.9	0.8	Tipo I	P4	-0.25 / -0.25x16°	0.8
680	-1.25/ -0.75x173°	0.5	0.9	0.8	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.50 / -0.25x169°	0.8
681	-8.50/ -2.25x4°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.00 / -0.25x13°	0.8
682	-10.25/ -2.00x17°	0.05	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.25 / -0.50x30°	0.8
683	-2.75/ -1.25x180°	0.1	0.7	1.0	0.63	Tipo II	P5	-0.75 / -0.25x180°	0.8
684	-2.25/ -1.50x17°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.00 / -0.25x15°	0.9
685	+3.50/ -4.00x172°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.00 / -1.75x163°	0.9
686	+4.00/ -5.25x174°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo II	NO-NC4	-0.50 / -1.75x180°	1.0
687	+2.00/ -1.75x111°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	-0.25 / -0.75x109°	1.0
688	-1.00/ -0.50x100°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P3	-0.00/ -0.25x96°	1.0
689	-4.75/ -1.75x167°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.50x160°	1.0
690	-5.00/ -2.75x154°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.75/ -0.50x155°	1.0
691	-3.50/ -1.75x129°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.75/ -0.50x135°	1.0
692	-6.75/ -1.50x46°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.75/ -0.75x56°	1.0
693	+1.25/ -1.75x178°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C3	-0.25/ -0.50x173°	1.0
694	-2.25/ -0.50x147°	0.05	0.9	1.0	0.63	Tipo I	C4	-0.50/ -0.25x142°	0.9
695	+1.75/ -0.50x88°	0.5	0.9	1.0	0.63	Tipo I	NO-NC4	-0.75/ -0.50x69°	0.9
696	+1.50/ -0.75x102°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	P5	-0.75/ -0.50x101°	1.0
697	-1.00/ -1.00x97°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.50/ -0.75x93°	1.0
698	+1.25/ -2.00x83°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/ -0.25x81°	1.0
699	+2.00/ -1.25x104°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	-0.75/ -0.50x101°	1.0
700	+1.50/ -1.25x99°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.00/ -0.50x90°	1.0

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 15.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
701	-3.00/ -0.25x11°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.25/ -0.25x3°	1.0
702	-2.00/ -0.25x150°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.75/ -0.25x129°	1.0
703	+1.25/ -1.50x28°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -0.50x31°	0.7
704	+1.00/ -0.50x78°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	+0.50/ -0.50x93°	1.0
705	-5.75/ -0.25x90°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC4	-0.00/ -0.25x94°	1.0
706	-5.75/ -0.75x128°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo II	C5	-0.75/ -0.25x120°	0.8
707	+2.50/ -0.50x120°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.75/ -0.25x113°	0.9
708	+2.00/ -0.25x143°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -0.25x145°	0.9
709	+1.75/ -1.25x152°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	-0.25/ -0.25x148°	1.0
710	+1.50/ -0.75x139°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	C5	+0.75/ -0.50x131°	1.0
711	-1.50/ -0.25x166°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.75/ -0.25x169°	1.0
712	-1.25/ -0.25x151°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.25/ -0.25x144°	0.6
713	-1.25/ -0.50x180°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.00/ -0.25x174°	1.0
714	-1.00/ -0.75x178°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C3	+0.75/ -0.50x171°	1.0
715	-2.50/ -0.50x16°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	+0.50/ -0.25x19°	1.0
716	-2.00/ -0.50x152°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo II	P4	-0.00/ -0.25x148°	1.0
717	-12.50/ -1.75x16°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo I	NO-NC3	-0.25/ -0.50x17°	1.0
718	-9.75/ -3.25x56°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.50/ -0.75x57°	1.0
719	-1.00/ -0.50x129°	0.5	0.9	0.8	0.6	Tipo II	P5	+0.50/ -0.25x129°	1.0
720	-1.50/ -2.25x115°	0.3	0.9	1.0	0.63	Tipo I	P3	+0.50/ -0.50x117°	1.0
721	+2.25/ -1.00x120°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo III	NO-NC5	+0.50/ -0.50x118°	1.0
722	+1.00/ -1.25x61°	0.05	0.8	0.9	0.6	Tipo IV	P5	+0.00/ -0.50x69°	1.0
723	-1.25/ -2.00x134°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.25/ -0.25x137°	0.9
724	+1.75/ -0.50x9°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P4	-0.75/ -0.25x8°	1.0
725	+2.25/ -0.25x108°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo I	NO-NC4	+0.00/ -0.50x103°	0.8
726	-1.25/ -0.25x102°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo I	C3	+0.50/ -0.25x101°	1.0
727	+4.00/ -0.75x98°	0.5	0.9	1.0	0.63	Tipo IV	P5	-0.50/ -0.00x0°	1.0
728	+4.50/ -0.75x104°	0.1	0.7	0.7	0.63	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.25x109°	1.0
729	+2.25/ -2.75x90°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	+0.25/ -0.25x106°	1.0
730	-1.25/ -0.50x60°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo IV	C5	+0.00/ -0.25x64°	1.0
731	+1.75/ -1.00x4°	0.3	0.9	0.8	0.63	Tipo I	P4	-0.00/ -0.00x0°	1.0
732	-7.25/ -0.25x73°	0.4	0.9	0.9	0.63	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.25x84°	1.0
733	-7.00/ -0.75x55°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo I	P4	-0.75/ -0.25x59°	1.0
734	-1.00/ -1.00x146°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.50/ -0.25x135°	1.0
735	-1.00/ -1.00x57°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.75/ -0.50x52°	1.0
736	-4.75/ -1.00x77°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.50/ -0.25x89°	1.0
737	-2.75/ -1.00x20°	0.2	0.7	0.6	0.5	Tipo I	P4	+0.75/ -0.25x20°	1.0
738	-2.00/ -0.75x61°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.75/ -0.25x58°	1.0
739	-12.00/ -3.00x87°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C3	+0.00/ -0.75x91°	1.0
740	+1.25/ -3.50x89°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.50/ -1.00x95°	1.0
741	+2.50/ -2.00x91°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	-0.25/ -0.75x90°	1.0
742	+2.50/ -1.75x88°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.00/ -0.25x85°	1.0
743	-2.75/ -1.00x51°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.50/ -0.25x45°	1.0
744	-2.50/ -0.25x104°	0.05	0.9	1.0	0.63	Tipo I	C4	+0.50/ -0.25x102°	0.9
745	+1.00/ -0.50x83°	0.5	0.9	1.0	0.63	Tipo II	C5	+0.75/ -0.50x83°	0.9
746	+1.00/ -0.75x74°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	-0.25/ -0.25x71°	0.9
747	+1.50 / -2.50x93°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.00/ -0.25x95°	0.8
748	+1.00 / -1.25x83°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo IV	C5	-0.50/ -0.25x85°	1.0
749	+1.25 / -0.50x22°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.50/ -0.25x19°	1.0
750	-1.25 / -1.25x24°	0.5	0.9	0.8	0.63	Tipo I	NO-NC4	-0.25/ -0.25x23°	1.0

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 16.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
751	+1.25 / -0.75x9°	0.05	0.6	0.6	0.32	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -0.25x11°	0.7
752	+1.00/ -1.00x5°	0.5	0.9	0.9	0.63	Tipo IV	C5	+0.00/ -0.25x1°	1.0
753	-1.00/ -0.75x58°	0.2	0.4	0.4	0.32	Tipo I	C3	-0.25/ -0.25x51°	0.5
754	-10.00/ -1.50x47°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC4	-0.25/ -0.75x50°	1.0
755	-1.00/ -0.50x34°	0.1	0.8	0.8	0.63	Tipo I	P4	+0.75/ -0.25x37°	1.0
756	-1.00/ -0.50x45°	0.2	0.8	0.9	0.63	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.25x37°	1.0
757	-3.00/ -0.50x102°	0.3	1.0	0.9	0.63	Tipo I	P3	+0.25/ -0.50x110°	1.0
758	-3.25/ -0.50x78°	0.05	0.2	0.1	0.06	Tipo II	P4	+0.00/ -0.25x72°	0.1
759	-1.25/ -1.25x30°	0.3	0.7	0.6	0.5	Tipo II	NO-NC4	+0.00/ -0.50x28°	1.0
760	-1.25/ -0.50x177°	0.4	0.8	0.9	0.63	Tipo I	C4	+0.25/ -0.25x182°	1.0
761	+5.75/ -1.75x70°	0.4	0.9	0.8	0.63	Tipo IV	C5	+0.00/ -0.25x82°	1.0
762	+1.75/ -1.25x92°	0.1	0.6	0.7	0.8	Tipo I	P3	+0.00/ -0.25x88°	0.7
763	-1.25/ -1.00x67°	0.2	0.6	0.5	0.63	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.50x62°	0.6
764	-1.75/ -1.25x83°	0.6	1.0	0.9	0.8	Tipo III	C5	-0.50/ -0.25x87°	1.0
765	-2.00/ -0.75x60°	0.05	0.5	0.6	0.8	Tipo II	C4	+0.75/ -0.00x0°	0.5
766	-2.00/ -0.50x78°	0.4	0.8	0.7	0.8	Tipo II	P4	+0.00/ -0.25x76°	0.7
767	-2.50/ -1.00x37°	0.6	0.7	0.6	0.5	Tipo I	NO-NC3	+0.25/ -0.00x0°	1.0
768	-2.50/ 0.75x26°	0.3	0.5	0.5	0.32	Tipo IV	P5	-0.50/ -0.25x35°	0.5
769	-1.75/ -0.50x42°	0.05	0.5	0.5	0.5	Tipo IV	NO-NC6	+0.50/ -0.50x37°	0.5
770	-1.50/ -1.00x5°	0.3	0.8	0.9	0.8	Tipo II	P4	+0.25/ -0.50x5°	1.0
771	-2.00/ -0.75x86°	0.4	0.8	0.9	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.50/ -0.00x0°	1.0
772	-1.25/ -1.00x72°	0.1	0.5	0.4	0.32	Tipo I	P3	-0.75/ -0.50x80°	0.4
773	+1.00/ -0.25x155°	0.2	0.6	0.6	0.63	Tipo I	C3	-0.75/ -0.50x159°	0.6
774	+1.25/ -0.25x109°	0.6	0.8	0.7	0.8	Tipo II	P4	+0.00/ -0.25x97°	0.7
775	-1.75/ -1.75x98°	0.1	0.7	0.7	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.50/ -0.25x100°	0.7
776	-2.50/ -1.75x92°	0.05	0.6	0.5	0.5	Tipo III	P5	+0.75/ -0.25x85°	0.5
777	+3.00/ -1.75x81°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.00/ -0.50x74°	1.0
778	+2.75/ -0.50x88°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.00/ -0.25x82°	1.0
779	-5.00/ -0.25x92°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.25/ -0.25x87°	1.0
780	-5.50/ 0.50x173°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.25/ -0.25x174°	1.0
781	-1.00/ -0.25x28°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.50/ -0.25x22°	1.0
782	-1.50/ -0.50x14°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.25/ -0.50x15°	1.0
783	+2.25/ -0.75x29°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	-0.00/ -0.50x19°	1.0
784	-5.25/ -0.50x78°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo III	NO-NC5	-0.00/ -0.25x80°	1.0
785	-3.75/ -0.75x173°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.50/ -0.25x180°	1.0
786	+1.75/ -1.50x69°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.50/ -0.25x66°	1.0
787	+1.25/ -0.75x188°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	-0.50/ -0.50x166°	1.0
788	-2.00/ -0.50x38°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.75/ -0.50x35°	1.0
789	-2.50/ 0.75x46°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.25x35°	1.0
790	-2.50/ -0.75x30°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	-0.25 / -0.25x30°	1.0
791	-3.00/ -0.25x169°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.00/ -0.25x157°	1.0
792	+2.75/ -0.25x96°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC5	-0.50/ -0.25x83°	1.0
793	+3.25/ -0.25x158°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.50/ -0.25x147°	1.0
794	+4.50/ -0.25x86°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	-0.25/ -0.25x85°	0.9
795	+4.50/ -0.25x165°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.75/ -0.25x145°	0.9
796	-3.00/ -1.00x126°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.25/ -0.25x138°	0.9
797	+3.75/ -1.25x16°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.25x20°	0.8
798	+2.75/ -0.25x33°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	+0.75/ -0.25x35°	1.0
799	+1.75/ -0.50x75°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC3	+0.00/ -0.25x85°	1.0
800	+1.50/ -0.50x85°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo IV	C5	-0.00/ -0.00x0°	1.0

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 17.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
801	-4.25/ -0.25x169°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.25/ -0.25x165°	0.9
802	-4.00/ -0.50x109°	0.4	0.9	0.8	0.63	Tipo I	C3	-0.00/ -0.25x38	1.0
803	-2.25/ -1.00x58°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	+0.00/ -0.25x105°	1.0
804	-1.75/ -1.50x96°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.25/ -0.25x74°	1.0
805	-1.50/ -0.25x159°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.00/ -0.50x176°	1.0
806	-1.50/ -0.25x157°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC5	+0.00/ -0.50x162°	1.0
807	-2.00/ -2.00x6°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.75/ -0.50x2°	1.0
808	-1.25/ -2.00x22°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.75/ -0.25x11°	1.0
809	-1.00/ -1.75x8°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo I	C3	-0.75/ -0.25x15°	1.0
810	-2.25/ -0.75x123°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	-0.50/ -0.25x136°	1.0
811	-1.25/ -0.50x42°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC4	-0.50/ -0.25x44°	1.0
812	-1.75/ -0.25x5°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo I	C4	+0.75/ -0.50x10°	1.0
813	-1.50/ -0.50x84°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.25x88°	1.0
814	-1.75/ -0.25x134°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.00/ -0.25x136°	1.0
815	-2.00/ -0.25x126°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo I	P3	+0.00/ -0.25x110°	0.9
816	+3.50/ -1.75x13°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.25/ -0.25x16°	0.8
817	+3.50/ -1.75x13°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo II	NO-NC4	-0.50/ -0.25x15°	1.0
818	+1.00/ -0.50x55°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -0.25x52°	0.9
819	+3.25/ -1.25x113°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.50/ -0.25x115°	0.9
820	-1.00/ -2.00x89°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	-0.25/ -0.50x87°	1.0
821	+1.00/ -0.25x8°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.00/ -0.25x8°	1.0
822	+1.25/ -0.50x61°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.00/ -0.50x70°	1.0
823	+1.00/ -0.75x95°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.25/ -0.00x0°	1.0
824	+1.00/ -0.50x93°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.25/ -0.25x100°	1.0
825	-2.50/ -0.50x64°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC6	+0.25/ -0.50x65°	1.0
826	-1.50/ -0.25x87°	0.5	1.0	0.9	0.63	Tipo I	C3	+0.00/ -0.50x95°	1.0
827	-1.25/ -0.25x46°	0.05	0.9	1.0	0.63	Tipo II	C4	+0.75/ -0.25x52°	1.0
828	-1.75/ -0.50x67°	0.5	0.9	1.0	0.63	Tipo I	P3	+0.00/ -0.50x61°	1.0
829	-1.50/ -0.50x70°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P4	+0.50/ -0.50x66°	1.0
830	-2.00/ -0.25x97°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.25/ -0.25x92°	1.0
831	-1.25/ -0.25x95°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.50/ -0.25x97°	1.0
832	-1.50/ -0.75x68°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo II	P4	-0.00/ -0.25x146°	1.0
833	+1.00/ -0.50x81°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo III	NO-NC5	-0.75/ -0.50x83°	1.0
834	+1.25/ -0.50x90°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.00/ -0.25x81°	1.0
835	+1.50/ -0.50x69°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo II	P4	+0.25/ -0.50x156°	1.0
836	+1.75/ -0.75x121°	0.05	0.9	1.0	0.63	Tipo II	P5	+0.00/ -0.25x83°	1.0
837	+1.00/ -0.25x87°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC5	-0.50/ -0.25x87°	1.0
838	+1.25/ -0.25x131°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	+0.25/ -0.25x129°	1.0
839	-4.75/ -0.50x78°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.25/ -0.25x72°	1.0
840	-2.00/ -1.25x15°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.00/ -0.50x10°	1.0
841	+2.00/ -0.50x77°	0.5	0.9	0.8	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.25x68°	1.0
842	+2.00/ -0.25x133°	0.3	0.9	1.0	0.63	Tipo II	P4	+0.25/ -0.25x135°	1.0
843	+4.00/ -0.50x109°	0.3	0.9	0.9	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.50/ -0.50x100°	1.0
844	+3.00/ -0.75x84°	0.05	0.8	0.9	0.8	Tipo II	C5	-0.75/ -0.50x78°	1.0
845	+1.00/ -1.00x161°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	+0.75/ -0.25x162°	1.0
846	+4.50/ -3.75x173°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	-0.25/ -0.75x2°	1.0
847	+3.00/ -0.75x2°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.25/ -0.75x3°	1.0
848	-1.00/ -0.25x22°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo III	P5	+0.00/ -0.50x29°	1.0
849	-1.50/ -0.25x130°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo I	C4	-0.25/ -0.25x131°	1.0
850	-1.75/ -0.25x17°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	-0.75/ -0.25x11°	1.0

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 18.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
851	-2.00/ -0.50x177°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.75/ -0.50x172°	1.0
852	-3.75/ -0.25x2°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.50/ -0.25x5°	1.0
853	-5.25/ -0.25x154°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo IV	NO-NC5	-0.50/ -0.25x160°	1.0
854	-1.00/ -0.50x62°	0.05	0.9	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC4	+0.25/ -0.25x57°	1.0
855	-1.50/ -0.50x3°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo I	P4	+0.00/ -0.25x6°	1.0
856	+1.25/ -0.25x63°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC6	+0.00/ -0.25x55°	0.9
857	+2.00/ -0.50x87°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	+0.50/ -0.25x92°	1.0
858	+2.50/ -0.50x74°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	+0.75/ -0.25x71°	1.0
859	-1.25/ -0.50x22°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.00/ -0.50x29°	1.0
860	-1.25/ -0.50x22°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P4	+0.25/ -0.25x17°	1.0
861	-1.25/ -0.50x9°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	+0.25/ -0.25x6°	1.0
862	-1.50/ -0.75x166°	0.05	0.9	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.00/ -0.25x153°	1.0
863	+4.00/ -3.25x17°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo IV	C5	+0.25/ -0.50x17°	1.0
864	+1.25/ -1.25x105°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.50/ -0.50x101°	1.0
865	-4.25/ -0.50x32°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.50/ -0.50x16°	0.8
866	-3.50/ -0.25x13°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo IV	NO-NC5	+0.25/ -0.25x5°	1.0
867	+2.00/ -1.75x16°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.25/ -0.50x15°	0.9
868	-1.50/ -1.50x7°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC6	+0.00/ -0.75x7°	0.9
869	-2.25/ -0.50x11°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	-0.75/ -0.50x16°	1.0
870	-1.00/ -2.25x160°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.75/ -0.75x165°	1.0
871	+1.00/ -0.75x99°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	+0.75/ -1.00x82°	1.0
872	+1.50/ -0.25x158°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.25/ -1.00x165°	1.0
873	-1.25/ -0.25x45°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	+0.00/ -1.00x37°	0.9
874	-2.50/ -0.25x122°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC5	+0.25/ -0.25x112°	1.0
875	-2.50/ -0.25x105°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	+0.50/ -2.25x104°	1.0
876	-2.25/ -0.50x122°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	-0.00/ -1.00x130°	1.0
877	-1.00/ -0.25x30°	0.05	0.9	1.0	0.8	Tipo II	C5	+0.50/ -3.50x32°	1.0
878	-1.50/ -1.00x124°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P5	-0.50/ -0.50x130°	0.9
879	-1.50/ -0.75x80°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.50x80°	1.0
880	+1.75/ -0.50x0°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	-0.25/ -0.50x180°	1.0
881	+1.75/ -0.50x107°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo III	P5	+0.00/ -0.50x106°	1.0
882	-1.75/ -1.25x167°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -0.25x153°	1.0
883	-1.25/ -1.50x75°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.50/ -0.25x75°	1.0
884	-4.50/ -1.25x110°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.75/ -0.50x114°	1.0
885	-5.75/ -1.00x2°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	-0.50/ -0.25x15°	1.0
886	-3.25/ -0.75x11°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.75/ -0.25x17°	1.0
887	-2.25/ -1.00x176°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.25/ -0.75x8°	1.0
888	+1.00/ -1.00x43°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	+0.25/ -1.00x47°	1.0
889	-1.75/ -0.25x70°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.25/ -0.25x81°	1.0
890	-1.75/ -0.50x4°	0.5	0.9	0.8	0.8	Tipo IV	C5	+0.00/ -0.25x5°	1.0
891	-3.00/ -2.00x176°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.00/ -0.50x169°	0.9
892	-1.75/ -0.25x80°	0.3	0.9	0.9	0.9	Tipo II	NO-NC4	-0.25/ -0.25x93°	1.0
893	-1.25/ -0.75x90°	0.05	0.8	0.9	0.8	Tipo II	P4	-0.00/ -0.25x87°	1.0
894	-3.25/ -0.25x72°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.00/ -0.75x74°	1.0
895	-2.50/ -0.75x27°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	+0.25/ -0.25x31°	1.0
896	-1.00/ -0.50x82°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	+0.00/ -1.00x88°	1.0
897	-2.00/ -1.50x57°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.00/ -1.00x46°	1.0
898	-1.00/ -0.50x102°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -0.75x108°	1.0
899	-5.75/ -0.25x13°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.75/ -0.50x12°	1.0
900	-6.00/ -0.50x175°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	-0.75/ -0.25x178°	1.0

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 19.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
901	+4.25/ -0.50x96°	0.3	1.0	0.9	0.8	Tipo II	C4	-0.75/-0.00x0°	1.0
902	+2.25/ -0.75x105°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	-0.75/ -0.25x103°	1.0
903	+2.50/ -2.00x37°	0.6	0.9	0.9	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/-0.00x0°	1.0
904	-2.25/ -0.50x141°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.75/ -0.50x147°	1.0
905	+1.25/ -1.00x85°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	+0.00/ -0.50x70°	1.0
906	+1.00/ -1.25x141°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.25x145°	1.0
907	+1.50/-0.00x0°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	+0.25/ -0.25x1°	1.0
908	-1.25/ -0.50x34°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.75/ -0.50x36°	1.0
909	-1.25/ -0.25x9°	0.05	0.9	1.0	0.63	Tipo III	NO-NC5	-0.00/ -0.25x14°	1.0
910	-1.25/ -0.25x170°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo II	C4	-0.25/ 0.50x170°	1.0
911	-1.25/ -0.25x44°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.50/ -0.25x43°	1.0
912	-1.25/ -0.25x168°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC4	+0.00/ -0.50x160°	1.0
913	+6.50/ -3.50x178°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo I	P3	+0.75/ -0.50x38°	0.9
914	+1.50/ -2.25x104°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.25/ -0.25x107°	1.0
915	+1.00/ -1.50x11°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.50x12°	1.0
916	+1.00/ -1.25x175°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.75/ -0.25x180°	1.0
917	+1.25/ -0.25x17°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	+0.75/ -0.25x18°	1.0
918	+1.00/ -0.25x163°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	+0.75/ -0.25x162°	1.0
919	-3.75/ -1.00x18°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC4	-0.75/ -0.25x18°	1.0
920	-2.75/ -0.75x12°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.50/ -0.50x9°	1.0
921	+1.25/ -2.75x111°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.50/ -0.50x108°	1.0
922	+1.25/ -0.25x173°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.50/ -0.25x170°	1.0
923	+1.00/ -0.25x40°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.75/ -0.50x38°	1.0
924	-1.25/ -0.75x15°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	+0.75/ -0.50x15°	1.0
925	-2.00/ -1.50x140°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	+0.25/ -0.75x140°	1.0
926	-1.25/ -0.50x93°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.50/ -0.50x3°	1.0
927	-1.75/ -0.75x89°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.25/ -0.50x83°	1.0
928	-2.25/ -0.50x80°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/ -0.00x80°	1.0
929	-2.25/ -0.25x99°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/ -0.25x99°	1.0
930	-1.75/ -0.25x90°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	-0.25/ -0.25x90°	1.0
931	-2.00/ -0.50x74°	0.05	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.75/ -0.50x70°	0.9
932	-2.75/ -1.00x101°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo IV	P5	-0.25/ -0.50x104°	1.0
933	-2.50/ -1.25x89°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.50/ -0.50x76°	1.0
934	+1.50/ -0.50x54°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.75/ -0.50x59°	1.0
935	+1.25/ -1.00x161°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo II	P4	-0.75/ -0.75x160°	1.0
936	+1.00/ -1.25x9°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.50/ -0.25x6°	1.0
937	+1.25/ -1.25x1°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	+0.50/ -0.75x180°	1.0
938	-1.00/ -0.25x94°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.50/ -0.25x95°	1.0
939	-1.00/ -0.50x57°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	-0.75/ -0.25x48°	1.0
940	-1.25/ -0.25x104°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.00/ -0.25x108°	0.8
941	+2.75/ -1.25x86°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo III	P5	-0.75/ -0.25x85°	1.0
942	+2.75/ -0.75x82°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo III	P5	+0.50/ -0.50x79°	0.9
943	+2.75/ -1.25x106°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	-0.50/ -0.25x100°	0.9
944	+2.50/ -1.25x91°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.25x90°	1.0
945	+1.50/ -0.50x91°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.25/ -0.25x90°	1.0
946	-5.00/ -0.75x29°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.00/ -0.50x35°	1.0
947	-8.50/ -0.50x62°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	+0.25/ -0.50x58°	1.0
948	+1.25/ -0.50x32°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.25/ -0.25x35°	0.9
949	+1.75/ -0.75x78°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.25/ -0.25x86°	1.0
950	+4.25/ -2.00x78°	0.6	1.0	1.0	0.63	Tipo III	P5	-0.25/ -0.25x85°	1.0

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 20.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
951	+2.50/ -1.25x97°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.50/ -0.25x95°	1.0
952	-2.50/ -1.00x110°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.50/ -0.00x0°	1.0
953	+2.00/ -0.50x128°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC6	+0.50/ -0.25x130°	0.6
954	-2.00/ -0.25x21°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/ -0.25x23°	1.0
955	-1.75/ -0.50x97°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.25/ -0.50x104°	1.0
956	-4.25/ -1.50x22°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.50/ -0.50x20°	1.0
957	-6.25/ -0.50x174°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.50/ -0.50x0°	1.0
958	+1.25/ -0.75x95°	0.05	0.9	1.0	0.8	Tipo IV	C5	-0.50/ -0.25x95°	1.0
959	+1.00/ -0.50x99°	0.5	0.9	1.0	0.63	Tipo I	C3	+0.00/ -0.50x107°	1.0
960	+1.00/ -0.50x131°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.25/ -0.25x130°	1.0
961	-1.50/ -0.25x3°	0.6	1.0	1.0	0.63	Tipo III	NO-NC5	+0.50/ -0.50x9°	1.0
962	-1.00/ -0.25x6°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo II	P4	+0.50/ -0.50x5°	1.0
963	-2.00/ -0.25x174°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo III	NO-NC6	+0.00/ -0.25x172°	1.0
964	-2.50/ -0.25x95°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.50/ -0.25x94°	1.0
965	+3.50/ -1.00x63°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.00/ -0.50x65°	1.0
966	+3.25/ -0.50x124°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	-0.50/ -0.50x127°	1.0
967	-2.00/ -0.50x138°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	-0.25/ -0.50x135°	1.0
968	-2.00/ -0.25x21°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo II	C4	-0.50/ -0.50x28°	1.0
969	+3.50/ -2.25x10°	0.1	0.7	0.7	0.63	Tipo II	P4	-0.25/ -0.75x10°	1.0
970	+1.50/ -1.25x169°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.50/ -0.50x170°	1.0
971	-1.00/ -0.50x30°	0.3	0.9	1.0	0.63	Tipo II	P4	-0.50/ -0.50x33°	1.0
972	+2.75/ -0.75x151°	0.3	0.9	0.8	0.63	Tipo II	P5	-0.75/ -0.50x106°	1.0
973	+2.00/ -0.75x30°	0.4	0.9	0.9	0.63	Tipo III	NO-NC5	+0.00/ -0.25x33°	1.0
974	-2.00/ -1.00x97°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo II	P5	-0.50/ -0.25x97°	1.0
975	-2.50/ -1.25x69°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.75/ -0.50x75°	1.0
976	+6.50/ -1.50x85°	0.2	1.0	1.0	0.63	Tipo III	C5	-0.25/ -0.50x81°	1.0
977	+7.25/ -1.50x86°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.50/ -0.25x85°	1.0
978	-2.75/ -0.25x81°	0.2	0.7	0.6	0.32	Tipo III	NO-NC4	-0.25/ -0.25x80°	1.0
979	-2.75/ -0.50x67°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	-0.50/ -0.25x60°	1.0
980	-2.50/ -0.75x63°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.75/ -0.25x65°	1.0
981	-2.75/ -0.25x32°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P4	-0.25/ -0.50x39°	1.0
982	-1.25/ -0.25x133°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.25x129°	1.0
983	-2.00/ -0.50x172°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	+0.25/ -0.75x170°	1.0
984	-1.00/ -0.75x129°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	-0.50/ -0.00x0°	1.0
985	-1.75/ -0.25x7°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo II	C4	-0.50/ -0.25x0°	1.0
986	-2.50/ -0.50x42°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.75/ -0.50x36°	1.0
987	+2.75/ -1.25x102°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo I	NO-NC4	-0.75/ -1.00x90°	0.9
988	+3.25/ -1.75x80°	0.05	0.9	1.0	0.63	Tipo III	P5	-0.75/ -0.25x81°	1.0
989	+1.00/ -0.50x169°	0.05	0.9	1.0	0.63	Tipo II	C4	+0.25/ -0.50x170°	1.0
990	+1.00/ -0.25x155°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.75/ -0.25x150°	1.0
991	+1.25/ -2.75x92°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.00/ -0.75x90°	1.0
992	-2.50/ -2.25x7°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.00/ -0.50x5°	1.0
993	-2.00/ -1.50x171°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	+0.75/ -0.25x175°	1.0
994	-1.00/ -0.25x25°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	+0.25/ -0.50x33°	0.7
995	-1.00/ -0.50x76°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.25/ -0.50x75°	1.0
996	-11.50/ -1.75x65°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	-0.50/ -0.50x65°	1.0
997	-6.50/ -0.25x152°	0.05	0.9	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.25/ -0.25x155°	0.8
998	-1.25/ -0.50x81°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo IV	C5	-0.75/ -0.25x85°	0.9
999	-4.00/ -0.25x51°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.25x45°	0.9
1000	-4.25/ -0.50x145°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo II	P5	+0.75/ -0.50x145°	1.0

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 21.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
1001	+2.25/ -0.75x12°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	-0.75/ -0.25x17°	1.0
1002	+2.50/ -0.25x53°	0.7	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.25/ -0.50x45°	1.0
1003	+2.25/ -0.25x52°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo II	C4	-0.50/ -0.25x46°	1.0
1004	+2.00/ -1.00x173°	0.1	1.0	0.9	0.63	Tipo II	C5	-0.25/ -0.25x176°	1.0
1005	+2.25/ -0.25x104°	0.1	0.9	0.9	0.63	Tipo III	NO-NC4	-0.50/ -0.25x100°	1.0
1006	+2.00/ -0.25x87°	0.5	0.9	0.8	0.63	Tipo I	P3	+0.25/ -0.25x81°	1.0
1007	+3.50/ -0.75x10°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo II	C4	+0.75/ -0.25x16°	1.0
1008	+4.00/ -0.75x171°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo III	NO-NC5	-0.50/ -0.25x169°	1.0
1009	-2.25/ -0.50x180°	0.05	0.8	0.9	0.63	Tipo II	P4	-0.50/ -0.50x175°	1.0
1010	-3.25/ -0.25x34°	0.4	0.9	0.9	0.63	Tipo III	NO-NC5	-0.50/ -0.50x29°	1.0
1011	+1.00/ -2.50x160°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo II	P4	+0.00/ -0.50x161°	1.0
1012	+1.00/ -0.50x124°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC6	-0.75/ -0.25x130°	1.0
1013	-2.75/ -0.75x18°	0.2	1.0	1.0	0.63	Tipo I	P3	-0.75/ -0.50x20°	1.0
1014	-3.00/ -0.50x157°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.50/ -0.50x164°	0.9
1015	+3.25/ -0.75x87°	0.7	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	+0.25/ -0.25x86°	1.0
1016	+1.50/ -0.25x107°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	+0.00/ -0.50x101°	0.9
1017	-4.75/ -0.50x77°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	+0.00/ -0.50x75°	1.0
1018	-3.75/ -1.00x74°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.25x70°	1.0
1019	-3.75/ -0.25x48°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.75/ -0.25x45°	1.0
1020	-4.50/ -0.25x64°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.50/ -0.25x65°	0.9
1021	+1.75/ -0.25x3°	0.1	0.9	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.50x11°	0.9
1022	+1.50/ -0.75x172°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.25/ -0.25x176°	0.8
1023	+1.75/ -1.00x12°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.75/ -0.25x10°	1.0
1024	+3.00/ -1.75x165°	0.7	1.0	1.0	0.63	Tipo II	NO-NC4	-0.25/ -0.50x167°	0.9
1025	+1.50/ -0.50x94°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo III	P5	+0.00/ -0.50x96°	0.9
1026	-2.25/ -0.75x10°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	+0.25/ -0.75x10°	0.8
1027	-1.50/ -0.25x24°	0.7	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.25/ -0.50x30°	0.8
1028	-1.25/ -0.50x154°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.50/ -0.50x146°	0.8
1029	-1.50/ -0.25x44°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.75/ -0.25x46°	0.9
1030	-4.25/ -0.25x114°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	-0.75/ -0.25x115°	0.9
1031	-5.00/ -0.25x124°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.25/ -0.00x0°	0.8
1032	-4.25/ -0.25x129°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.00/ -0.00x130°	1.0
1033	-4.75/ -0.25x84°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.00/ -1.00x136°	0.9
1034	+7.00/ -1.00x52°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.75/ -1.00x57°	0.8
1035	-6.75/ -0.25x108°	0.05	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.50/ -0.25x105°	0.9
1036	-6.50/ -0.25x127°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.25/ -0.25x126°	1.0
1037	+1.00/ -0.50x45°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	+0.25/ -0.50x49°	1.0
1038	-22.75/ -0.75x5	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	+0.75/ -0.25x0°	1.0
1039	-2.50/ -0.25x133°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo II	NO-NC4	-0.75/ -0.50x127°	1.0
1040	-1.75/ -0.25x156°	0.7	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	-0.25/ -0.25x149°	0.9
1041	+1.00/ -0.75x51°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo II	P4	+0.75/ -0.25x56°	1.0
1042	+1.25/ -0.25x135°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.50/ -1.00x3°	0.9
1043	+1.25/ -0.50x65°	0.7	1.0	1.0	0.63	Tipo II	P5	-0.75/ -0.50x159°	0.9
1044	-2.50/ -2.25x6°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.75/ -0.25x37°	0.8
1045	-2.50/ -2.25x3°	0.1	1.0	0.9	0.8	Tipo II	C4	-0.50/ -0.75x12°	1.0
1046	-1.75/ -0.50x1°	0.1	0.9	0.9	0.8	Tipo III	P5	+0.25/ -0.50x12°	0.8
1047	-2.00/ -0.50x10°	0.5	0.9	0.8	0.8	Tipo II	C5	+0.25/ -0.25x10°	0.8
1048	+3.25/ -0.50x4°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.75/ -0.50x6°	0.8
1049	+3.25/ -1.00x138°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo IV	NO-NC6	-0.00/ -0.25x144°	0.8
1050	+3.00/ -3.00x1°	0.05	0.8	0.9	0.63	Tipo II	P5	-0.25/ 0.50x0°	0.8

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 22.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
1051	+2.75/ -3.75x180°	0.1	1.0	0.9	0.8	Tipo I	P3	+0.25/ -0.25x179°	1.0
1052	+1.75/ -2.50x179°	0.1	0.9	0.9	0.63	Tipo III	NO-NC5	-0.25/ -0.25x180°	0.9
1053	-1.00/ -0.25x119°	0.5	0.9	0.8	0.63	Tipo II	C4	-0.50/ -0.50x112°	0.9
1054	-1.25/ -0.75x149°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/ -0.50x139°	1.0
1055	-1.75/ -0.25x50°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo II	C5	-0.25/ -0.25x51°	0.9
1056	+1.75/ -0.50x56°	0.05	0.8	0.9	0.63	Tipo I	NO-NC4	+0.50/ -0.50x56°	0.9
1057	+1.00/ -0.50x125°	0.05	0.8	0.9	0.63	Tipo I	P4	+0.00/ -0.50x128°	0.9
1058	+1.00/ -2.50x156°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC5	+0.50/ -0.50x146°	0.8
1059	+1.00/ -1.25x77°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	-0.50/ -0.00x0°	1.0
1060	-4.50/ -1.00x113°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P3	+0.00/ -0.25x114°	1.0
1061	-4.75/ -0.50x55°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.00/ -0.25x37°	1.0
1062	-1.75/ -1.25x21°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	+0.00/ -0.25x25°	1.0
1063	-2.00/ -0.50x1°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+0.00/ -0.25x7°	1.0
1064	-1.75/ -0.50x65°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.00/ -0.75x126°	1.0
1065	-2.00/ -0.00x0°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P3	+0.00/ -0.50x1°	1.0
1066	-2.00/ -0.75x146°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C3	-0.25/ -0.25x153°	1.0
1067	-1.00/ -1.00x160°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	+0.50/ -0.25x157°	1.0
1068	-1.00/ -1.25x14°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.75/ -0.50x14°	1.0
1069	-1.50/ -0.75x85°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P3	-0.50/ -0.25x75°	1.0
1070	-2.00/ -0.50x40°	0.5	0.9	0.8	0.8	Tipo III	C5	-0.75/ -0.25x50°	0.8
1071	-4.50/ -1.00x8°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.25/ -0.25x8°	1.0
1072	-1.50/ -0.00x0°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo III	NO-NC5	+0.25/ -0.00x0°	1.0
1073	-1.50/ -1.25x168°	0.05	0.8	0.9	0.63	Tipo I	P4	+0.25/ -0.25x1°	0.8
1074	-2.00/ -0.75x147°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	+0.00/ -0.25x145°	0.9
1075	-2.25/ -0.50x170°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.00/ -0.50x169°	0.9
1076	-2.25/ -0.75x159°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.25/ -0.25x153°	0.7
1077	-2.50/ -0.50x172°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	-0.00/ -0.25x167°	1.0
1078	-1.50/ -1.25x103°	0.1	0.9	1.0	0.63	Tipo I	C4	+0.00/ -0.75x104°	0.9
1079	-1.00/ -0.25x11°	0.5	0.9	1.0	0.63	Tipo II	P4	+0.25/ -0.25x9°	1.0
1080	-1.00/ -0.50x96°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.00/ -0.00x98°	1.0
1081	+6.00/ -1.00x138°	0.7	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	-0.50/ -0.25x135°	0.8
1082	+8.50/ -2.75x36°	0.5	0.9	0.8	0.63	Tipo II	C3	-0.75/ -0.75x35°	0.8
1083	-1.75/ -0.25x19°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.00/ -0.50x15°	0.7
1084	-1.00/ -0.75x174°	0.3	0.9	0.9	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.25/ -0.25x175°	0.7
1085	+2.75/ -0.00x0°	0.05	0.8	0.9	0.8	Tipo III	P5	+0.25/ -0.25x1°	1.0
1086	+5.00/ -1.00x2°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.75/ -0.50x6°	1.0
1087	-1.00/ -2.00x50°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.00/ -0.50x45°	1.0
1088	-1.75/ -0.00x0°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P3	-0.25/ -0.00x2°	1.0
1089	+2.50/ -1.50x90°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	+0.50/ -0.25x83°	1.0
1090	+3.00/ -1.25x170°	0.1	1.0	0.9	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.00/ -0.50x170°	0.9
1091	+1.50/ -1.00x11°	0.1	0.9	0.9	0.63	Tipo III	P5	+0.75/ -0.50x4°	0.9
1092	+1.50/ -0.50x172°	0.5	0.9	0.8	0.63	Tipo III	C5	-0.25/ -0.25x167°	0.8
1093	+3.75/ -0.25x7°	0.3	0.9	1.0	0.63	Tipo III	P5	-0.25/ -0.50x10°	1.0
1094	+4.00/ -0.75x177°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo II	NO-NC4	+0.75/ -0.25x180°	0.9
1095	-1.25/ -0.50x109°	0.05	0.8	0.9	0.63	Tipo I	C4	+0.25/ -0.25x108°	0.9
1096	+2.00/ -1.00x14°	0.7	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.50/ -0.50x10°	1.0
1097	+1.50/ -1.00x154°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.00/ -0.50x155°	0.9
1098	+3.00/ -1.50x24°	0.1	1.0	0.9	0.8	Tipo I	C4	-0.25/ -0.50x30°	0.9
1099	+1.50/ -1.00x164°	0.1	0.9	0.9	0.8	Tipo I	C4	+0.50/ -0.25x160°	0.9
1100	-1.25/ -1.00x4°	0.5	0.9	0.8	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.00/ -0.50x5°	0.8

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 23.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
1101	+2.50/ -2.00x144°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.257/-0.50x145°	1.0
1102	+2.25/ -1.50x154°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	-0.25/-0.50x145°	0.8
1103	-2.25/ -1.50x24°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo I	C4	+0.50/-0.50x30°	0.8
1104	+1.00/ -1.00x149°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.25/-0.25x150°	0.7
1105	-1.25/ -2.25x85°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.75/-0.25x80°	0.7
1106	-3.25/ -2.75x65°	0.1	0.9	1.0	0.8	Tipo I	P3	0.00/-0.50x60°	1.0
1107	+1.75/ -1.25x95°	0.5	0.9	1.0	0.63	Tipo I	P3	+0.25/-0.50x90°	0.9
1108	+1.50/ -0.25x166°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	-0.50/-0.25x160°	1.0
1109	-1.00/ -0.50x13°	0.7	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	C5	-0.75/-0.50x15°	1.0
1110	+1.25/ -0.00x0°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo III	NO-NC5	-0.25/-0.00x0°	1.0
1111	+1.25/ -0.00x0°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	C5	-2.00/-0.25x0°	1.0
1112	-1.00/ -1.25x70°	0.7	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	+0.75/-0.25x65°	1.0
1113	-1.50/ -0.75x127°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	+1.00/-0.75x130°	0.9
1114	+2.75/ -1.25x90°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.75/-0.75x90°	1.0
1115	+4.25/ -2.25x85°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo III	P5	-0.50/-0.75x80°	1.0
1116	+2.75/ -0.75x107°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	0.00/-0.50x105°	1.0
1117	+3.25/ -1.25x53°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	-0.75/-0.50x60°	0.8
1118	-1.25/ -1.75x77°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	-0.75/-0.50x75°	0.8
1119	-1.00/ -2.00x116°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo III	NO-NC5	-0.50/-0.50x115°	0.7
1120	-1.50/ -0.50x126°	0.05	0.9	1.0	0.63	Tipo IV	P5	-0.50/-0.25x120°	0.7
1121	-1.50/ -0.50x95°	0.5	0.9	1.0	0.63	Tipo II	C4	-2.50/-0.50x90°	1.0
1122	+1.00/ -1.00x85°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-2.00/-0.25x90°	0.9
1123	+1.25/ -2.50x129°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-3.00/-0.50x130°	1.0
1124	-1.00/ -0.75x33°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo II	P4	-1.50/-0.00x0°	0.9
1125	-1.75/ -0.25x54°	0.5	1.0	1.0	0.63	Tipo III	NO-NC5	0.00/-0.00x0°	0.9
1126	+2.50/ -0.75x84°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	+0.75/-0.50x50°	1.0
1127	+1.50/ -1.75x6°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.50/-0.50x5°	1.0
1128	-11.00/ -2.25x16°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	+2.00/+0.75x13°	1.0
1129	-9.00/ -0.75x9°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/-0.50x9°	1.0
1130	-4.75/ -2.00x109°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P5	0.00/-0.50x110°	1.0
1131	-3.25/ -1.25x125°	0.1	0.7	0.7	0.5	Tipo III	P5	+0.50/-0.50x115°	1.0
1132	-1.00/ -0.25x107°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	-0.75/-1.00x15°	1.0
1133	-1.50/ -0.75x156°	0.3	0.9	1.0	0.8	Tipo II	P5	+1.00/-0.50x150°	1.0
1134	-1.25/ -1.00x40°	0.3	0.9	0.8	0.63	Tipo III	NO-NC5	+0.25/-0.50x35°	1.0
1135	+2.75/ -1.75x168°	0.4	0.9	0.9	0.63	Tipo I	C3	+0.75/-0.50x160°	0.9
1136	+1.00/ -0.50x152°	0.3	0.9	0.9	0.63	Tipo III	P5	0.00/-0.50x150°	1.0
1137	+5.25/ -1.75x98°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	-0.75/-0.50x90°	1.0
1138	+4.75/ -1.00x96°	0.5	0.9	0.8	0.63	Tipo III	C5	-1.00/-0.50x90°	1.0
1139	-1.25/ -0.25x148°	0.3	0.9	1.0	0.63	Tipo I	C3	-0.75/-0.50x150°	1.0
1140	+1.25/ -1.50x12°	0.3	0.9	0.9	0.8	Tipo I	P3	0.00/-0.50x10°	1.0
1141	+1.00/ -1.00x173°	0.05	0.8	0.9	0.63	Tipo III	P5	-0.25/-0.50x180°	1.0
1142	-1.00/ -0.50x162°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	-1.00/-0.50x165°	1.0
1143	+1.50/ -3.75x135°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.50/-0.75x130°	1.0
1144	+1.00/ -0.50x172°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	NO-NC5	0.00/-0.50x180°	1.0
1145	-3.25/ -4.50x107°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	-0.50/-1.75x100°	1.0
1146	-2.25/ -4.75x82°	0.05	0.9	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/-0.50x90°	1.0
1147	-2.00/ -0.75x71°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	0.00/-0.50x80°	1.0
1148	-3.25/ -1.25x86°	0.3	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	C5	-0.50/-0.50x90°	1.0
1149	-3.00/ -0.75x94°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P4	+0.50/-0.25x95°	0.9
1150	-1.50/ -0.25x174°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo I	NO-NC4	+0.25/-0.25x175°	1.0

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda

TABLA 24.

CASO	Refracción Base	BCVA Preop	PAM Pre	MAP Pre	RET Pre	C-Quant	CATARATA LOCS III	Refracción Postoperatoria	BCVA Postop
1151	-1.25/ -0.25x144°	0.5	1.0	0.8	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.50/-0.25x150°	1.0
1152	-2.75/ -0.75x171°	0.5	0.9	1.0	0.63	Tipo I	C4	0.00/-0.50x165°	1.0
1153	-3.00/ -0.75x159°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	0.00/-0.50x160°	1.0
1154	+1.00/ -0.50x84°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo III	NO-NC5	+0.25/-0.50x90°	1.0
1155	+8.25/ -1.25x3°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NO6	+1.00/-0.25x0°	1.0
1156	+7.50/ -1.00x171°	0.05	0.9	1.0	0.8	Tipo II	C4	+0.50/-0.50x175°	1.0
1157	-2.25/ -4.75x80°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo II	C5	0.00/-1.75x80°	1.0
1158	+1.25/ -2.75x35°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC5	0.00/-0.50x30°	1.0
1159	-1.50/ -0.25x68°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.50/-0.25x64°	1.0
1160	-4.00/ -0.50x58°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo II	C4	-0.50/-0.50x50°	0.9
1161	-3.75/ -0.00x0°	0.5	0.9	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/-0.25x0°	1.0
1162	+4.50/ -0.75x141°	0.1	0.7	0.7	0.5	Tipo IV	NO-NC6	0.00/-0.75x135°	0.6
1163	+1.50/ -1.00x143°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	C5	0.00/-0.50x145°	1.0
1164	+1.75/ -1.00x125°	0.3	0.9	1.0	0.63	Tipo I	C4	-0.50/-0.25x125°	1.0
1165	+2.00/ -0.75x130°	0.3	0.9	0.8	0.63	Tipo I	P4	+0.75/-0.50x100°	0.8
1166	-2.00/ -0.50x81°	0.4	0.9	0.9	0.63	Tipo II	NO-NC4	-0.25/-0.75x80°	0.9
1167	-2.00/ -0.50x47°	0.3	0.9	0.9	0.8	Tipo III	P5	-0.75/-0.25x55°	0.9
1168	-1.25/ -0.25x101°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	0.00/-0.50x95°	1.0
1169	-1.25/ -0.25x139°	0.2	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C5	-0.25/-0.25x130°	1.0
1170	+3.00/ -1.50x160°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	+0.50/-0.50x165°	1.0
1171	+3.50/ -1.25x179°	0.2	0.7	0.6	0.5	Tipo III	NO-NC5	+0.50/-0.50x180°	0.6
1172	+1.75/ -1.50x39°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	0.00/-0.75x40°	1.0
1173	+2.25/ -1.75x1°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.75/-1.50x180°	1.0
1174	+1.25/ -0.25x166°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/-0.00x0°	1.0
1175	-2.50/ -0.50x38°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	+0.25/-0.50x40°	0.8
1176	-1.25/ -0.75x54°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	C4	-0.50/-0.25x50°	0.8
1177	-2.00/-0.50x10°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	0.00/-0.50x3°	0.9
1178	+2.50/-1.50x35°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	P5	-0.50/-0.50x35°	0.9
1179	-4.00/-1.00x85°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	+0.75/-0.25x75°	1.0
1180	+2.00/-0.50x100°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.75/-0.50x95°	0.9
1181	-1.50/-0.50x120°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	-0.50/-0.00x0°	1.0
1182	+0.50/-0.50x120°	0.1	0.9	1.0	0.8	Tipo II	C4	-0.50/-0.50x120°	0.8
1183	-1.00/-0.75x95°	0.5	0.9	1.0	0.63	Tipo III	NO-NC5	-0.00/-0.75x80°	0.8
1184	+2.50/-1.00x35°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/-0.50x25°	0.8
1185	+2.00/-0.50x100°	0.7	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C4	0.00/-0.50x95°	0.8
1186	-1.50/-0.50x120°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo II	P4	+0.75/-0.25x110°	0.8
1187	+1.50/-0.50x120°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo III	P5	-0.75/-0.00x0°	1.0
1188	-1.00/-0.75x95°	0.7	1.0	1.0	0.8	Tipo II	NO-NC4	-0.50/-0.75x85°	0.9
1189	-2.00/ -1.00x6°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	P3	+0.25/-0.25x10°	0.9
1190	-12.00/ -2.00x54°	0.6	1.0	1.0	0.8	Tipo I	C3	-0.75/-0.50x55°	0.8
1191	-7.25/ -0.50x115°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo I	NO-NC4	-0.25/-0.50x105°	1.0
1192	-2.25/ -1.50x87°	0.5	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P4	+0.75/-0.00x0°	1.0
1193	-2.50/ -1.50x106°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo II	P5	0.00/-0.25x100°	1.0
1194	-3.25/ -1.50x163°	0.4	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-3.00/-0.50x160°	1.0
1195	-2.00/ -1.25x29°	0.4	1.0	1.0	0.63	Tipo IV	NO-NC6	-1.50/-0.25x20°	1.0
1196	-1.00/ -0.50x150°	0.05	0.9	1.0	0.8	Tipo IV	C5	+0.25/-0.00x0°	1.0
1197	-1.25/ -0.50x130°	0.5	0.9	1.0	0.8	Tipo I	C3	0.00/-0.50x125°	1.0
1198	-2.00/ -1.50x136°	0.3	1.0	1.0	0.8	Tipo IV	NO-NC6	-0.50/-0.50x125°	1.0
1199	-2.25/ -0.75x175°	0.6	1.0	1.0	0.63	Tipo II	NO-NC4	-0.50/-0.00x0°	1.0
1200	-1.50/ -0.50x160°	0.5	1.0	0.9	0.8	Tipo II	NO-NC4	0.00/-0.25x165°	0.9

BCVA: Agudeza visual corregida PAM: Medidor de agudeza visual Potencial MAP: Proyector Macular RET: Retinometro Lambda