

UNIVERSITAT AUTÒNOMA DE BARCELONA
FACULTAT DE MEDICINA
DEPARTAMENT DE CIRURGIA

**Qualitat visual dels pacients amb implantació
de lent fàquica tipus ICL™ per a la correcció
de la miopia**

Treball d'investigació per a optar al grau de Doctor en Medicina i Cirurgia.

XAVIER VALLDEPERAS BELMONTE
Barcelona, Juliol 2004

JOSEP GARCIA ARUMÍ, doctor en Medicina i Cirurgia per la Universitat de Barcelona i Cap de Servei d'Oftalmologia de l'Hospital Universitari de la Vall d'Hebron,

CERTIFICO: que el present treball d'investigació "Qualitat visual dels pacients amb implantació de lent fàquica tipus ICL™ per a la correcció de la miopia" ha estat realitzat pel llicenciat *Xavier Valldeperas Belmonte* sota la meva direcció i tutorització dels doctors **LLUÍS CAVERO ROIG** i **JOSEP CALLIZO TOMÀS**, podent ésser presentat com a treball de Tesi per l'obtenció del grau de Doctor.

I perquè així consti, firmem el present certificat a Barcelona, en data vuit de Juliol de 2004.

Dr. Josep Garcia Arumí

Dr. Lluís Caveró Roig

Dr. Josep Callizo Tomàs

AGRAÏMENTS

Voldria agrair a totes les persones que m'han ajudat i han fet possible la realització d'aquest treball de Tesi Doctoral,

al Dr. Josep Garcia Arumí, director de la Tesi i Cap de Servei d'Oftalmologia de l'Hospital de la Vall d'Hebron, per les constants facilitats que m'ha brindat en tot moment durant la realització d'aquest treball.

al Dr. Lluís Cavero Roig, cotutor de la Tesi, per les moltes hores que hi ha dedicat i per l'interès demostrat en tot moment. El que va començar com una simple relació de treball ha acabat essent un gran respecte, estima i amistat.

al Dr. Josep Callizo i Tomàs, cotutor de la Tesi i Cap de Servei de l'Hospital Universitari Joan XXIII de Tarragona que, a més de ser el meu cap durant quatre anys de residència, ha estat un impulsor d'aquest treball, facilitant-me la feina i confiant en mi en tot moment.

al Dr. Rafael Abós i Herràndiz, per l'inestimable suport estadístic. El mail, quan els virus ens ho han permès, ha fet meravelles.

als Drs. Andreu Coret Novoa i Andreu Coret Moreno, directors de l'Institut Oftalmològic de Barcelona per haver-me donat l'oportunitat de realitzar aquest treball d'investigació en el seu centre, facilitant-me en tot moment la utilització de tots els recursos humans i materials de l'Institut, sense els quals hauria estat impossible la realització d'aquesta Tesi.

a tot el personal de l'Institut Oftalmològic de Barcelona, metges, optometristes, infermeres, secretàries, administratives i resta de membres del centre per l'ajut totalment desinteressat que m'han prestat durant tot aquest temps. Especialment voldria

donar les gràcies a en Francesc Gatell, pel “malson” de les aberrometries i la sensibilitat al contrast, i al Dr. Javier Puig, pel seu ajut i la seva interessant Tesi Doctoral.

als membres del meu Servei d'Oftalmologia de l'Hospital Universitari de Tarragona Joan XXIII, per haver-me comprès i ajudat durant la realització d'aquest treball d'investigació.

als meus pares, la Bea i el Joan, per haver-m'ho donat tot. Ells m'han ensenyat el significat de l'esforç, la perseverança i l'amor. Ells han estat els vertaders impulsors d'aquest treball. Us estimo.

als meus germans, la Natàlia i l'Albert, per ajudar-me, respectar-me i estimar-me en tot moment. Us estimo inconscientment.

a l'Elena. Per haver patit més que ningú aquesta Tesi, i per tots els moments que ens ha pres i no ens ha permès fer el què hem volgut. Espero saber compensar-ho d'alguna manera d'ara endavant. T'estimo.

a la resta de la meva família, per encoratjar-me i donar-me suport incondicional durant la realització d'aquesta Tesi i en tots els moments de la meva vida.

NOMENCLATURA CAMPS TAULA EXCEL TESI

Prefixe:

- **a** → preoperatori
- **b** → mes3
- **c** → mes6

Camps:

- **AVsc** → agudeses visual sense correcció
- **AVcc** → agudeses visual amb correcció
- **esfera** → refracció esfèrica
- **cilindre** → refracció cilíndrica
- **TO** → tensió ocular
- **ACD** → anterior chamber depth (amplitud cambra anterior)
- **endotel** → nombre cèl.lules endotel.lials
- **W-W** → white to white (distància blanc-blanc)
- **C1** → sensibilitat al contrast freqüència 1,5 cicles/grau
- **C3** → sensibilitat al contrast freqüència 3 cicles/grau
- **C6** → sensibilitat al contrast freqüència 6 cicles/grau
- **C12** → sensibilitat al contrast freqüència 12 cicles/grau
- **C18** → sensibilitat al contrast freqüència 18 cicles/grau
- **RSVP** → resultat total qüestionari RSVP
- **Function** → resultat subescala funció del qüestionari RSVP
- **Drive** → resultat subescala conducció qüestionari RSVP
- **Sympt** → resultat subescala símptomes
- **Problem** → resultat subescala problemes òptics
- **Glare** → resultat subescala enlluernament
- **PupilD** → radi pupil.lar dilatada
- **DEqW** → dilatada wave equivalent esfèric
- **DEQP** → dilatada PPR equivalent esfèric
- **DRMS** → dilatada RMS total
- **DHOA** → dilatada RMS HOA
- **DHOAZ4** → dilatada RMS HOA-Z400
- **D200** → dilatada RMS Z200
- **D...** → dilatada RMS Z220, Z220.....
- **PupilND** → radi pupil.lar no dilatada
- **NDWesf** → no dilatada wave esfera
- **NDWcil** → no dilatada wave cilindre
- **NDPesf** → no dilatada PPR esfera
- **NDPcil** → no dilatada PPR cilindre
- **NDRMS** → no dilatada RMS total
- **NDHOA** → no dilatada RMS HOA
- **NDHOAZ4** → no dilatada RMS HOA-Z400
- **ND200** → no dilatada RMS Z200
- **ND...** → no dilatada RMS Z220, Z221.....

ÍNDIX

I. JUSTIFICACIÓ.....	2
II. OBJECTIUS.....	5
III. INTRODUCCIÓ.....	7
1. AMETROPIES.....	7
1.1. Classificació i definicions.....	7
1.2. Tractament de les ametropies.....	8
2. LENTS FÀQUIQUES.....	12
2.1. Introducció.....	12
2.2. Indicacions.....	13
2.3. Tipus de lents fàquiques.....	14
2.3.1. Lents fàquiques de cambra anterior.....	14
2.3.1.1. Lents de suport angular.....	14
2.3.1.2. Lents de fixació iridiana.....	19
2.3.2. Lents fàquiques de cambra posterior.....	22
3. QUALITAT VISUAL.....	31
3.1. Introducció.....	31
3.1.1. Avaluació de l'agudesa visual.....	31
3.1.2. Qualitat òptica de l'ull.....	33
3.1.3. Mesura de la qualitat òptica.....	39
3.2. Aberracions oculars.....	40
3.2.1. Introducció històrica.....	41
3.2.2. Front d'ona i aberració del front d'ona.....	45
3.2.3. Mètodes descriptius de les aberracions.....	47
3.2.4. Tipus d'aberracions.....	53
3.2.4.1. Aberracions monocromàtiques.....	53
3.2.4.2. Aberracions cromàtiques.....	56
3.2.4.3. Aberracions de Seidel.....	58
3.2.5. Quantificació de les aberracions oculars.....	60
3.2.6. Localització de les aberracions en l'ull.....	63
3.2.7. Factors modificadors de les aberracions.....	64
3.2.8. Refracció segons el front d'ones.....	69
3.2.9. Mètodes actuals d'anàlisi de les aberracions.....	69
3.2.10. Analitzadors del front d'ones al mercat.....	73

3.2.11. Correcció de les aberracions oculars.....	78
3.3. Sensibilitat al contrast.....	79
3.3.1. Visió funcional i sensibilitat al contrast.....	79
3.3.2. Contrast i freqüència espacial.....	79
3.3.3. Teoria dels canals de visió.....	80
3.3.4. Reticles sinusoidals.....	81
3.3.5. Funció de sensibilitat al contrast.....	85
3.3.6. Qualitat visual i sensibilitat al contrast.....	87
3.3.7. Mètodes de mesura de la sensibilitat al contrast.....	89
3.3.7.1. Reticles sinusoidals.....	89
3.3.7.2. Taules de lletres de baix contrast.....	92
3.3.7.3. Tècniques d'interferometria làser.....	93
3.4. Qüestionaris de qualitat visual.....	94
IV. MATERIAL I MÈTODES.....	98
1. Pacients.....	98
2. Material.....	98
2.1. Material diagnòstic.....	98
2.2. Material quirúrgic.....	100
2.3. Material farmacològic.....	102
3. Mètodes.....	103
3.1. Avaluació prequirúrgica.....	103
3.2. Cirurgia.....	107
3.3. Avaluació postquirúrgica.....	110
3.3.1. Tractament postoperatori.....	110
3.3.2. Controls postoperatoris.....	110
3.4. Tractament estadístic de les variables.....	111
V. RESULTATS.....	115
1. Descripció de la mostra.....	115
2. Resultats de les variables amb la cirurgia.....	115
2.1. Agudeses visual.....	115
2.2. Refracció ocular subjectiva.....	116
2.3. Refracció ocular aberromètrica.....	118
2.4. Tensió ocular.....	121
2.5. Recompte endotelial corneal.....	122
2.6. Diàmetre pupil·lar.....	122
2.7. Amplitud de la cambra anterior.....	123
2.8. Distància blanc-blanc.....	123

2.9. Vault.....	123
2.10. Qualitat visual.....	124
2.10.1. Sensibilitat al contrast.....	124
2.10.2. Qüestionari de qualitat visual (RSVP).....	125
2.10.3. Aberracions oculars.....	129
2.10.3.1. RMS total.....	129
2.10.3.2. RMS d'alt ordre.....	130
2.10.3.3. RMS de l'astigmatisme.....	131
2.10.3.4. Aberracions de tercer ordre.....	132
2.10.3.5. Aberracions de quart ordre.....	135
2.10.3.6. Aberracions de cinquè ordre.....	140
3. Descripció de les característiques de la tècnica quirúrgica.....	145
3.1. Diàmetre total de la ICL™.....	145
3.2. Potència de la ICL™.....	145
3.3. Efectivitat de la cirurgia.....	145
3.4. Predictibilitat de la cirurgia.....	146
3.5. Estabilitat de la cirurgia.....	146
3.6. Seguretat de la cirurgia.....	146
4. Resultats de la qualitat visual en funció de l'edat.....	147
5. Resultats de les aberracions oculars en funció del diàmetre pupil·lar.....	153
6. Resultats de la qualitat visual en funció de l'EqE preoperatori.....	154
7. Resultats de la qualitat en funció de l'efectivitat quirúrgica.....	157
8. Resultats de la qualitat visual en funció del vault.....	160
9. Resultats de la correlació entre els paràmetres de qualitat visual.....	162
VI. DISCUSSIÓ.....	177
VII. CONCLUSIONS.....	203
VIII. BIBLIOGRAFIA.....	205
IX. ABREVIATURES.....	213
X. ANNEXES.....	216

I. JUSTIFICACIÓ

La correcció quirúrgica de la miopia ha representat, en els últims anys i en l'actualitat, un dels principals motius de consulta oftalmològica de la població en general. El nombre de cirurgies pel tractament, bàsicament corneal, d'aquesta ametropia ha augmentat espectacularment. Tot i la milloria de la cirurgia de la còrnia amb làser, hi continua havent un ampli segment de la població que no en són bons candidats. La implantació d'una lent intraocular mantenint el cristal·lí del pacient ha sorgit com una possible alternativa a la cirurgia corneal. L'avaluació dels resultats d'aquesta, com de qualsevol, tècnica quirúrgica, és un aspecte fonamental en qualsevol ciència i, per tant, en Oftalmologia. Estan àmpliament descrits en la literatura científica els resultats quantitatius de la implantació d'una lent fàquica per a la correcció de la miopia. Però un aspecte molt poc avaluat fins el moment és la qualitat visual que aquests pacients obtenen després de la cirurgia, conèixer com de bé o de malament hi veuen.

A partir del concepte d'aberració ocular descrit i desenvolupat, primer, per l'Òptica Adaptativa en relació a l'Astrofísica i, després, aplicat a la cirurgia corneal amb làser, s'obre tot un camp d'estudi de la qualitat visual, especialment aplicat als pacients als que se'ls ha implantat una lent fàquica. Però sorgeix una idea encara molt més suggeridora, a partir de la idea d'un ull aberrat, com és la d'un ull lliure de totes les aberracions, òpticament perfecte. Seria possible un ull amb visió súpernormal al generar imatges perfectes?.

Actualment es poden generar imatges ideals, sense aberracions, en un sistema òptic interposant-hi un sistema corrector entre aquest i l'objecte. A nivell d'investigació de laboratori s'han desenvolupat uns prototipus de correcció que són miralls deformables o moduladors espacials de la llum de cristall líquid. Per la correcció de les aberracions oculars s'han desenvolupat unes ulleres opto-electròniques, però que molt costoses i disponibles en molt pocs laboratoris.

A nivell pràctic, les primeres aplicacions en Oftalmologia de la correcció de les aberracions d'alt ordre oculars són la cirurgia LASIK guiada per front d'ones. Existeixen un conjunt de noves plataformes d'ablació corneal personalitzada, basades en el mapa aberromètric individualitzat per a cada pacient. Aquests nous dispositius van sorgir de la necessitat de minimitzar la inducció d'aberracions d'alt ordre per la cirurgia LASIK convencional. També estan desenvolupades, tot i que amb evidents límits pràctics, lents de contacte que corregeixen pràcticament qualsevol perfil d'aberració ocular.

D'altra banda, actualment encara no existeixen lents intraoculars personalitzades que millorin tot el perfil aberromètric d'un ull. Pel moment existeix una lent al mercat, per la cirurgia de la cataracta, que intenta minimitzar l'aberració esfèrica de l'ull. Imitant l'estructura del cristal·lí jove, aquesta lent intenta neutralitzar l'aberració esfèrica positiva de la còrnia. D'aquesta manera, s'aconsegueix millorar la qualitat visual, mesurada a través de la sensibilitat al contrast, en els pacients operats de cataractes en comparació a d'altres tipus de lents intraoculars. Els ulls lents fàquiques, però, són una situació diferent dels ulls operats de cataractes, ja que solen ser pacients més joves, en els que es manté el cristal·lí.

Cal pensar en el desenvolupament de noves lents fàquiques en el futur que tinguin en compte totes les característiques d'aquests pacients i, que d'una manera personalitzada, millorin el perfil aberromètric de cada ull.

Però, en l'actualitat, la modulació de les aberracions oculars per part de les lents fàquiques és un tema molt poc estudiat. El primer pas pel futur escenari del control de la inducció d'aberracions oculars després de la implantació d'una lent fàquica, és el total coneixement de la qualitat visual d'aquests pacients.

II. OBJECTIUS

Els **objectius** d'aquest treball de Tesi Doctoral són demostrar que:

1. La qualitat visual dels pacients als que se'ls ha implantat una lent fàquica de cambra posterior tipus ICL™ millora després de la cirurgia, amb millor sensibilitat al contrast, millor puntuació en el qüestionari de qualitat visual i disminució de les aberracions d'alt ordre.

2. La qualitat visual d'aquests pacients depèn del diàmetre pupil·lar, edat, ametropia prequirúrgica, efectivitat de la tècnica quirúrgica i distància entre la ICL™ i el cristal·lí.

3. De manera independent, cadascun dels paràmetres (sensibilitat al contrast, qüestionari de qualitat visual i aberracions d'alt ordre) són un bon indicador de la qualitat visual i de la satisfacció totals dels pacients amb implantació d'ICL™.

III. INTRODUCCIÓ

1. AMETROPIES

1.1. CLASSIFICACIÓ I DEFINICIONS

Les ametropies oculars o defectes de refracció de l'ull són, probablement, la condició oftalmològica més freqüent en la pràctica clínica diària.

Solen ser d'etiologia genètica i, clàssicament, es classifiquen en:

- MIOPIA

És el defecte refractiu pel qual els raigs de llum paral·lels procedents d'un objecte llunyà que incideixen en l'ull són enfocats per davant de la retina, generant-hi una imatge borrosa. Pot estar causada per una longitud anteroposterior ocular més llarga del normal associada o no a una curvatura corneal anterior excessiva. Una major curvatura de les cares del cristal·lí també pot ser-ne la causa. Cursa amb visió borrosa llunyana, i pot classificar-se en **lleu**, menor a -6,00 diòptries (D), i **alta** o **magna**, major a -6,00D.

- HIPERMETROPIA

És el defecte refractiu que genera un punt focal dels raigs de llum paral·lels que incideixen en l'ull per darrera de la retina. Pot estar causat per un diàmetre anteroposterior ocular menor del normal o bé per un poder refractiu o de convergència dels raigs lluminosos insuficient. És causa d'astenopia i visió borrosa, a més de cefalea, habitualment en visió propera. Juntament amb la miopia forma el grup d'ametropies esfèriques.

- ASTIGMATISME

És el defecte refractiu pel qual l'ull és incapaç de generar una sola imatge retiniana d'un objecte puntual. És una condició ocular tan freqüent que gairebé tots els ulls en tenen un cert grau. Sol estar causat per una curvatura corneal irregular, amb meridians amb major poder refractiu que d'altres. També pot estar causat per irregularitat de les estructures internes de l'ull (cristal·lí...). Cursa amb visió borrosa, tant propera com llunyana.

Pot classificar-se en **regular**, quan els canvis de refracció d'un meridià a un altre són progressius generant així dos meridians principals perpendiculars entre sí, i **irregular**, quan no hi ha cap patró en el canvi de refracció entre meridians i no existeixen aquests dos meridians principals. Aquest últim tipus és menys freqüent i sol ser secundari a patologia corneal i a traumatismes oculars.

L'astigmatisme o ametropia tòrica pot anar associat a miopia o hipermetropia.

1.2. TRACTAMENT DE LES AMETROPIES

1.2.1. Tractaments no quirúrgics

- ULLERES: és el mètode més estès i més antic per a la correcció de les ametropies. Presenten una sèrie d'inconvenients:

- inducció d'aberracions òptiques
- disminució de la mida de l'objecte: significatiu per miopies majors a -3,00D.
- problemes mecànics: pel pes de les ulleres, major en ametropies molt altes.
- problemes estètics
- aniseicònia i anisofòria en anisomètops

- LENTS DE CONTACTE (LC): presenten avantatges respecte a les ulleres com ara millorar l'agudesia visual (AV), al magnificar la imatge, disminuir l'efecte prismàtic i l'aberració esfèrica, augmentar el camp visual i la il·luminació retiniana. També disminueixen les implicacions estètiques de les ulleres. Tanmateix aquest tipus de correcció no està exempta de complicacions¹:

- alteració de l'epiteli corneal: erosions, queratitis, edema epitelial.
- alteració de l'estroma corneal: úlceres, infiltrats estèrils i neovasos corneals.
- hipòxia corneal, amb disminució del pH i dels productes de degradació com el lactat i el diòxid de carboni. Comporta una alteració en la forma i mida de les cèl·lules endotelials.
- conjuntivitis papil·lar
- ull vermell
- major cost econòmic que les ulleres

1.2.2. Tractaments quirúrgics

a) Cirurgia corneal

La còrnia és la principal lent de l'ull. Juntament amb l'aparent facilitat per a la cirurgia sobre ella per la seva localització externa, han fet de la còrnia, des de fa molts anys, un clar objectiu per a la cirurgia amb intencions refractives.

Al ser una cirurgia a "ull tancat", s'eliminen les possibles complicacions de tota cirurgia intraocular. Però, en general, presenta una sèrie d'inconvenients com són la limitada predictibilitat, irreversibilitat en algunes de les seves modalitats, retràs en l'obtenció de l'efecte refractiu, descompensació corneal, cicatrització de la zona òptica, dolor postoperatori i visualització de reflexes.

Les principals tècniques de cirurgia corneal són:

1. Tècniques poc emprades actualment:

- **Queratoplàstia refractiva:** descrita al 1949 per J.I.Barraquer. Consistia en recanviar un botó central corneal amb intencions refractives.

- **Queratofàquia:** descrita per J.I.Barraquer, consisteix en la interposició d'un teixit intracorneal per modificar-ne la curvatura, i així el seu poder diòptric. El material d'aquest teixit ha estat molt variat, plexiglás, piroxilina semihidratada, hidrogel, polisulfona o col·lagen.

- **Epiqueratoplàstia:** també anomenada epiqueratofàquia o epiqueratomileusi. Al 1979, Kaufman i Werblin² proposen modificar la queratofàquia, col·locant el lenticle de la còrnia donant sobre la còrnia desepitelitzada del receptor, i no pas en una localització intracorneal. També es va intentar amb material no corneal, com col·lagen i polímers de metacrilat.

- **Queratotomia radial (QR):** descrita inicialment per Sato al 1952³. Consisteix en la realització d'incisions en la superfície corneal paracentral i perifèrica provocant, d'aquesta manera, una reducció del poder refractiu en aquell meridià secundari a l'aplanament que genera. Presenta importants complicacions i baixa predictibilitat en ametropies moderades o altes, i, tot i haver estat molt emprada en els últims 40 anys, actualment està caient en desús, a excepció de la MINI-QR, que realitza menor nombre d'incisions i més curtes.

- **Queratomileusi de congelació:** el terme procedeix del grec «keratos» (còrnia) i «smileusis» (esculpir). Descrita per J.I.Barraquer⁴ al 1964, consisteix en l'obtenció d'un disc corneal amb epiteli, Bowman i estroma per a la seva posterior congelació i moldejat («smileusis») en la seva cara estromal.

- **Queratomileusi in situ:** evolució de la queratomileusi de congelació, desenvolupada per Ruiz al 1986. Consisteix en la creació d'un lenticle corneal i posterior eliminació d'estroma corneal mitjançant un queratom, aconseguint, així, l'efecte refractiu.

2. Tècniques emprades actualment:

- **Queratectomia fotorefractiva (PRK):** és una queratomileusi superficial amb làser excímer. Descrita al 1983 per Trokel⁵, consisteix en una ressecció de les capes anteriors de la còrnia, incloent la membrana de Bowman, mitjançant làser, per modificar la curvatura de la superfície corneal.

Per a miopies majors a -6,00D presenta una baixa predictibilitat i estabilitat refractiva, i alt índex d'aparició de haze corneal o opacificació corneal secundària a resposta inflamatòria a l'ablació.

- **LASIK:** queratomileusi in situ assistida per làser excímer. Descrita i desenvolupada per Pallikaris⁶ a Creta, Grècia, al 1990. Consisteix en la realització d'una lenticle o flap corneal anterior d'unes 160-180 µ de gruix i la posterior ablació estromal corneal mitjançant un làser excímer. La localització i magnitud d'aquesta fotoablació dependrà del defecte refractiu que es vulgui corregir. És la tècnica quirúrgica més emprada actualment per a la correcció d'ametropies. Tot i ser una tècnica bastant predictable i eficaç, no està exempta de complicacions⁷:

- ectàsia corneal (1/2500 casos)
- halos (5-15%)
- complicacions en el tall (0,15-6%)
- queratitis lamelar difusa (0,2-4%)
- queratitis infecciosa
- despreniment de retina (0,07%)
- epitelització de l'entrecara
- estries i plecs corneals

Alhora, és una tècnica quirúrgica que presenta unes limitacions que cal respectar si es volen obtenir resultats refractius estables, predictibles i eficaços:

- gruix corneal preoperatori inferior a 470 μ
- gruix corneal postoperatori inferior a 400 μ
- queratometria menor a 39 diòptries (D) o major a 48D
- diàmetre pupil·lar major a 7,5 mm en condicions escotòpiques
- ametropies a corregir:
 - miopia superior a -8,00D
 - hipermetropia superior a +5,00D
 - astigmatisme superior a -6,00D

- **LASEK**: és una variant del LASIK. Consisteix en la fotoablació corneal però sense la creació prèvia del penjoll. La recuperació visual és més lenta que en el LASIK i el postoperatori més molest.

- **Anells intracorneals**: consisteix en la introducció intraestromal de material plàstic en forma d'arc de diferent diàmetre, amb intenció de variar la curvatura corneal. Descrits a finals dels anys 80, inicialment era un sol anell de 360°, però actualment els més emprats són dos arcs de polimetilmetacrilat (PMMA) de 150-180° cadascun. Actualment es poden implantar els anells de Ferrara o bé els INTACS (KeraVision, Fremont, CA-EUA). La seva principal avantatge és la reversibilitat, i les seves indicacions actuals són la correcció de miopies lleus (menors a -4,00D) i el control de l'evolució del queratoconus i de les ectàcies post-LASIK.

b) Intraoculars

- **Cirurgia de cristal·lí transparent**: aquesta tècnica quirúrgica per a la correcció d'altres miopies, ja va ser descrita per Fukala fa més de 100 anys⁸. Amb les tècniques actuals de facoemulsificació i les noves lents intraoculars, aquesta cirurgia representa una opció efectiva, predictable i estable per a la correcció d'altres ametropies en pacients de més de 40 anys, o en pacients amb ametropies més moderades però amb contraindicació per altres tècniques quirúrgiques, amb important anisometropia o opacificació del cristal·lí. A més de la pèrdua d'acomodació, l'extracció del cristal·lí comporta un risc de despreniment de retina, edema macular quístic i endoftalmitis.

- **Lents fàquiques**: aquesta tècnica consisteix en la implantació d'una lent a l'interior de l'ull, amb intencions refractives, conservant el cristal·lí del pacient. Poden emplaçar-se a la cambra anterior o bé a la cambra posterior, i fabricades en material divers (silicona, metacrilats, derivats del col·lagen...). Sol estar indicada en pacients amb ametropies moderades o severes o bé quan les tècniques corneals estan contraindicades.

2. LENTS FÀQUIQUES

2.1. INTRODUCCIÓ

A finals dels anys 40, un oftalmòleg anglès, Sir Harold Ridley, del St.Thomas's Hospital de Londres, va observar una sèrie de pacients, pilots d'aviació de la RAF, que presentaven petites restes de material plàstic de les cabines dels seus avions, allotjades a l'interior de l'ull des de la 2^a Guerra Mundial. Aquests trossos de metacrilat hi restaven inerts, sense generar cap tipus de reacció inflamatòria. D'aquestes observacions, Ridley n'extragué la idea d'introduir algun tipus de material plàstic dins de l'ull amb intenció refractiva. Aplicant aquesta nova idea, al 1949 implantà la primera lent intraocular (LIO), completament de PMMA i sense hàptics, en un ull d'un pacient afàquic, operat de cataractes (**Figura 1**).

Tot i les dures crítiques que Ridley més tard rebé, aquell representà l'inici d'un llarg període, de més de 50 anys, dins de l'Oftalmologia, d'utilització de lents intraoculars per a la correcció de diferents ametropies.



Figura 1. Lent de Ridley, sense hàptics, per a la correcció de l'afàquia (1949)

Ridley utilitzà les seves primitives lents per a la correcció de l'afàquia després de la cirurgia de la cataracta, però ben aviat s'intentà corregir l'alta miopia implantant una lent intraocular conservant el cristal·lí. Així naixeren les lents fàquiques, i les primeres experiències amb elles foren per part de l'alemany Dannheim al 1952. Modificà les lents de cambra anterior de Ridley, fent-les una mica més flexibles i suturant-les amb nylon a l'esclera. Simultàniament, a Itàlia, Benedetti Strampelli utilitzà lents de cambra anterior de PMMA amb forma de punta de sageta, amb tres punts de suport. Tot i ser lents estructuralment poc perfeccionades, les lents d'Strampelli han suposat el prototipus per tot una generació de lents fàquiques.

Varis oftalmòlegs, entre ells J.I.Barraquer, van iniciar l'ús de les lents d'Strampelli per a la correcció de miopies severes. Choyce a Anglaterra i Bietti a Itàlia, conjuntament amb d'altres oftalmòlegs, van investigar i desenvolupar canvis en l'estructura d'aquestes lents de cambra anterior, i en el càlcul de la seva potència.

Barraquer va implantar moltes d'aquestes lents, descrivint-ne la tècnica acuradament i modificant l'estructura de l'òptica, que permetia mantenir la flexibilitat de l'implant

sense necessitar sutura dels hàptics a l'esclera. Les seves comunicacions a finals dels anys 50, després d'haver implantat gairebé 300 lents, eren optimistes.

Però les complicacions d'aquestes lents en els següents 15 anys van provocar que se n'explantessin més de la meitat. Iridociclitis crònica, edema i descompensació corneal, glaucoma, hemorràgies a cambra anterior, eren causades, probablement, per una insuficient qualitat en el disseny i dels materials d'aquestes lents.

Aquesta situació generà un intens rebuig a les lents fàquiques entre la comunitat oftalmològica de l'època, i que caiguessin en un profund oblit que durà gairebé dues dècades.

2.2. INDICACIONS

La base de l'èxit de la cirurgia refractiva mitjançant la implantació de lents fàquiques és l'estricta selecció dels pacients⁹. Per evitar les potencialment greus complicacions associades a aquesta tècnica quirúrgica cal respectar una sèrie de **limitacions**⁷:

- Edat entre 18 i 50 anys
- Defecte refractiu estable:
 - miopia entre -3,00D i -18,00D
 - hipermetropia entre +4,00D i +15,00D
- Diàmetre pupil·lar escotòpic menor a 7,5 mm
- Profunditat de cambra anterior major a 2,8-3 mm.
- Diàmetre blanc-blanc entre 10 i 13 mm
- Absència d'opacitat cristal·liniana
- Pressió intraocular menor a 21 mm de mercuri (Hg)
- Absència de patologies associades:
 - oftalmològiques:
 - antecedent de despreniment de retina
 - inflamació intraocular
 - distròfia o degeneració corneals
 - nistagmus
 - patologia vascular intraocular
 - sistèmiques:
 - diabetis mellitus
 - col·lagenopatia
 - malaltia autoimmunitària

2.3. TIPUS DE LENTS FÀQUIQUES

Actualment, les lents fàquiques que es poden emprar són:

- lents de cambra anterior: situades entre la còrnia i l'iris.
 - lents de suport angular
 - lents de fixació iridiana
- lents de cambra posterior: situades entre l'iris i el cristal·lí.

2.3.1. LENTS DE CAMBRA ANTERIOR

2.3.1.1. LENTS DE SUPORT ANGULAR

La utilització de lents intraoculars va representar durant molts anys poc més que malpraxi entre els oftalmòlegs, després de les complicacions de les primeres experiències d'Strampelli i Barraquer. No va ser fins a principis dels anys 70, amb la introducció de la facoemulsificació i les noves lents de cambra anterior per a la correcció de l'afàquia, que les lents intraoculars van reprendre un paper important en la cirurgia de la cataracta.

A partir d'aquests nous desenvolupaments, al 1985, George Baikoff, a Marsella (França), va desenvolupar un model de lent fàquica que, implantada a la cambra anterior, corregia la miopia. Basada en la lent Multiflex de Kelman per a la correcció de l'afàquia, dissenyà una lent de PMMA d'hàptics sòlids amb quatre zones d'anclatge a l'angle iridocorneal. Aquesta lent, la ZB (DomyLens. Lyon – França), representa la primera d'una generació de lents fàquiques de cambra anterior el disseny de les quals encara s'està millorant avui en dia.

Els diferents models varien en la seva estructura i materials de fabricació, però bàsicament es poden dividir en:

- rígides
- plegables

a. Rígides:

Aquest tipus de lents de cambra anterior requereixen una incisió corneal o escleral tunelitzada àmplia, amb la posterior sutura de la incisió i la conseqüent inducció d'astigmatisme. La seva implantació sol realitzar-se sota anestèsia local, retro o peribulbar, miosi farmacològica i requereix la realització, preoperatòriament mitjançant un làser IAG o bé durant el mateix acte quirúrgic, d'una o dues iridotomies.

Els principals models d'aquests tipus de lents són:

ZB / ZB5M / ZB5MF (Domilens. Lyon, França)

Dissenyada al 1985 per Baikoff, la lent ZB representa el model inicial de la sèrie. Després es modifica i apareix la ZB5M, també fabricada en PMMA, que redueix la pèrdua de cèl·lules endotelials (causada pel contacte entre la vora de la lent i l'endoteli). L'última generació d'aquest model de lents és la ZB5MF.

NuVita MA20 (Chiron–Domilens. Lyon, França)

Aquesta lent, com les anteriors, ha produït problemes de disminució de cèl·lules endotelials i enlluernament nocturn. S'implanta per una incisió corneal de 5 mm i té una zona òptica de 4,5 mm.

És una modificació de la NuVita MA (3^a generació), que induïa molts halos nocturns (20%) i es retirà el 1990.

ZSAL-4 (Morcher. Stuttgart, Alemanya)

Dissenyada per Pérez-Santonja, Alió i Zato. Òptica de PMMA amb hàptics en forma de Z, planoconvexa. Les vores de la lent són en 3 cares, disminuint els enlluernaments. No s'han descrit problemes nocturns. L'òptica és de 5,5 mm, a 1,5 mm de l'endoteli, provocant poca pèrdua de cèl·lules endotelials. Els principals problemes són la necessitat d'una gran incisió i l'ovalització pupil·lar (10%). Disponible en potències de -6,00D a -20,00D. Actualment existeix la ZSAL-Plus, amb modificacions als hàptics per disminuir l'índex d'ovalització pupil·lar i la inflamació subaguda postoperatòria (**Figura 2**).

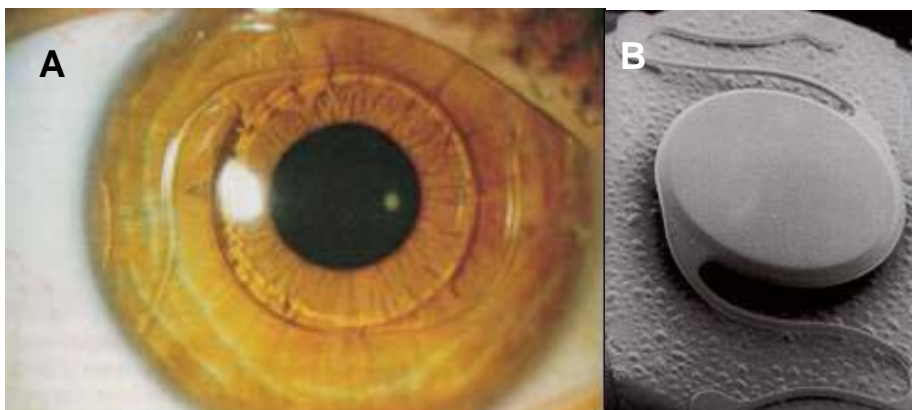


Figura 2. A) Lent de cambra anterior ZSAL-4, sense ovalització pupil·lar.
B) Imatge microscòpica de la mateixa lent, fora de l'ull.

Safety Flex Phakic 6 (Ophthalmic Innovations International. Ontario, CA - EUA)

Aquesta lent conté heparina a la seva superfície, que disminueix l'adhesió bacteriana i la inflamació. Fabricada en PMMA, de 6 mm de zona òptica, no és plegable i necessita una incisió de 7 mm. Requereix una amplitud de cambra anterior mínima de 3 mm (**Figura 3**). El major problema és l'astigmatisme que genera la incisió. Està disponible en potències de -2,00 a -25,00 D i de +2,00 a +10,00 D.

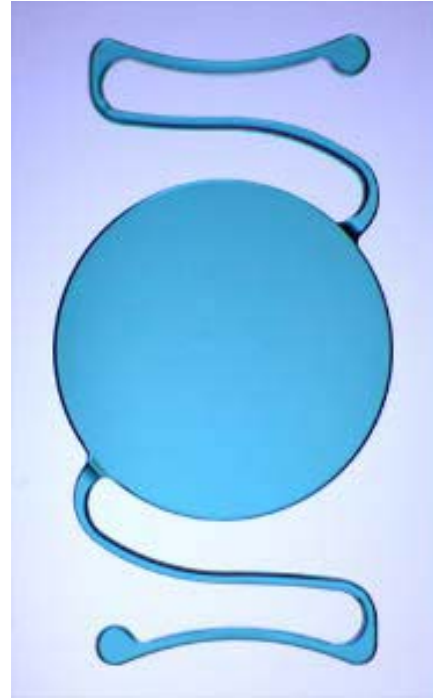


Figura 3. Lent SafetyFlex Phakic 6 (Ophthalmic Innovations Int, EUA)

b. Plegables:

A diferència de les anteriors lents fàquiques de suport iridià, les lents plegables poden ser introduïdes per una incisió corneal menor (3 mm), autosellant i sense la necessitat de la seva sutura. Alhora, l'anestèsia pot ser tòpica, en la majoria de casos.

GBR (IOLTech, França)

Dissenyada per George Baikoff. Lent monobloc, bicòncava, monofocal, amb zona òptica de 5,5 i diàmetre total de 12, 12,5 o 13 mm (segons el model). Fabricada en Flexizone®, que permet ésser introduïda per una incisió de 3 mm. La potència diòptrica va de -25,00D a -7,00D, amb augments de $\pm 0,5$ D. La lent s'implanta de 12 a 6 hores, amb un disseny en tríode per evitar un sol eix de forces. Els hàptics descansen just sota del trabècul i no s'enclaven a l'arrel de l'iris.

Vivarte (Ciba Vision. Duluth, GA - EUA)

Lent molt semblant a l'anterior. Acrílica hidròfila monobloc i bicòncava, dissenyada per Baikoff. Presenta tres punts de suport angular. Està al mercat en potències de -5,00D a -22,00D. També existeix un model multifocal per correcció de presbiòpia. Necessita una amplitud de cambra anterior mínima de 2,7 mm per potències entre -7,00D i -13,00D, i de 3,1 mm per potències entre -18,00D i -22,00D.

ICARE (Corneal, França)

Lent plegable monobloc, injectable per una incisió de 3 mm. Acrílica hidròfila hidrogel. Dissenyada pel Professor Sourdille. Presenta una òptica de 5,75 mm i diàmetre total de 12-13,5 mm. Per la correcció de miopia i hipermetropia. Té un suport angular de 0,9 mm, millor que no pas la de Kelman típica de 0,5 mm. No es recolza ni sobre el trabècul ni sobre l'iris, sinó sobre l'espeló escleral, segons els seus fabricants.

Kelman Duet Implant (Tekia Inc, Irvine, CA-EUA)

Aquesta lent consisteix en una òptica plegable de silicona i uns hàptics de PMMA rígids, que s'introdueixen per separat a la cambra anterior, primer els hàptics i després l'òptica, per ser-hi ensamblats després (**Figura 4**). Els diferents components es poden implantar per una incisió de 2 mm mitjançant un introductor. Permet la correcció de miopies de -8D a -20 D. Presenta una òptica de 5,5 mm i un diàmetre total de 12 a 13,5 mm.. Es pot realitzar un recanvi de l'òptica sense recanviar els hàptics, de manera fàcil. Actualment està en desenvolupament un nou model per la correcció d'hipermetropia i astigmatisme.

Lent JMJ (AJL Ophthalmics SA, Álava – Espanya)

Dissenyada per García-Feijoo, García-Sánchez i Iradier. Presenta una zona òptica de 6 mm, amb hàptics flexibles en forma de Z (**Figura 4**). Necessita una amplitud de la cambra anterior major a 3,2 mm. Està disponible en potències de -5,00D a -25,00 D.

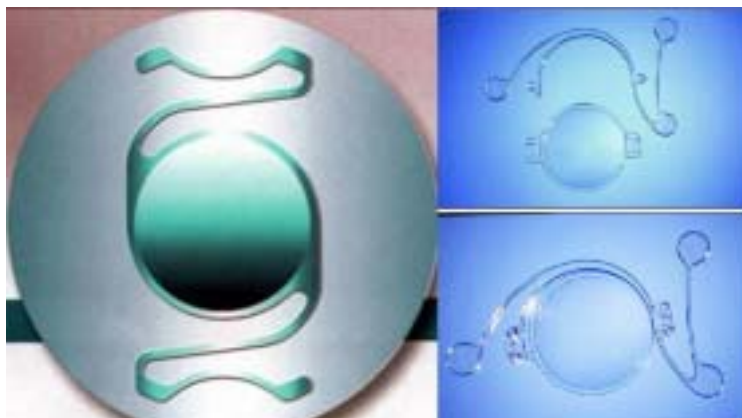


Figura 4. A l'esquerra, lent de cambra anterior JMJ (AJL Ophthalmics SA). A la dreta, Kelman Duet implant (Tekia Inc) abans i després de l'ensamblatge de la lent.

Lent LN-2000 (Lenstec, St Petersburg, Florida - EUA)

Aquesta lent té una zona òptica de 5 mm. Potències de -7,00D a -20,00D.

ThinOptX® Phakic IOL (ThinOptX®, Inc. Abingdon, VA – EUA)

Lent molt prima, de 100 µ de gruix, que pot ser introduïda per una incisió de 1 mm. Gairebé no té problemes d'halos, ja que pràcticament no té vores. Disponibles en potències de -20,00D a +20,00D.

AcrySof Phakic ACL (Alcon, Fort Worth, TX – EUA)

Lent monobloc plegable fabricada en material acrílic hidrofòbic, semblant a l'emprada per la cirurgia de cataractes. Amb una òptica de 5,5 mm pot ser introduïda per una petita incisió amb l'injector Monarch II. Hi ha tres models segons la longitud total de la lent: 12,5, 13,0 i 13,5 mm. Permet la correcció de miopies de -8,00D a -16,00D. Actualment encara està en fase d'assaig clínic, i els resultats preliminars demostren poques complicacions de pèrdua cel·lular endotelial (13,25% als 6 mesos que es manté constant als 2 anys), ovalització pupil·lar o cataractogènesi.

*** Complicacions de les lents de suport angular**

1) Precoces:

- herniació de l'arrel iridiana
- hemorràgia iris
- captura pupil·lar per la lent
- hipertensió ocular
- uveïtis aguda
- descentrament de la lent
- endoftalmitis
- edema corneal

2) Tardanes:

- **Ovalització pupil·lar**: pot ser per diàmetre excessiu de la lent, o bé per isquèmia i/o inflamació de l'arrel de l'iris per pressió dels hàptics de la lent. L'ovalització progressiva pot aturar-se amb la rotació de la lent a la cambra anterior i contacte dels hàptics en una altra zona de l'angle, però només és reversible si s'explanta la lent, abans de l'any. Els nous models amb redistribució de les forces en 3 o 4 hàptics intenten millorar aquesta complicació. Està descrita en un 25% de casos una ovalització lleu i en un 12% deformacions extremes¹⁰.

- **Halos nocturns:** causats per descentrament de la lent, discordància entre diàmetre pupil·lar i zona òptica, disseny de la lent, deformitat pupil·lar progressiva, índex refractiu. Depèn del tipus de lent: ZB5M (4 mm): 24-60%, NuVita (4,5 mm): 20%, ZSAL 4-Plus (5,3 mm): 10%. Són més freqüents amb les lents de cambra posterior (55%), seguides per les fixades a l'iris (22-44%) i després les de suport angular (28%).

- **Pèrdua de cèl·lules endotelials:** durant el primer any és secundària al traumatisme quirúrgic. Aquesta pèrdua, però, és menor que la d'una cirurgia de facoemulsificació i implant de LIO a sac. A partir de l'any, la pèrdua de cèl·lules endotelials és del 0,6%, similar a la pèrdua fisiològica. També és explicable la pèrdua de cèl·lules per contacte ocasional lent-endoteli causat pel fregament dels ulls per part del pacient. Actualment ja no representa el principal inconvenient d'aquestes lents.

- **Inflamació subaguda postoperatòria:** detectada per “flaremeter”, amb nivells inflamatoris als 6 mesos més alts del normal. Actualment representa un dels principals problemes d'aquestes lents, romanen sense solució. Es creu que la causa d'aquesta inflamació subclínica és la indentació d'estructures uveals pels hàptics de la lent.

- **Cataracta:** durant l'acomodació el cristal·lí es desplaça 0,6 mm endavant, o fins i tot per davant de la pupil·la. Hi ha estudis que igualen la probabilitat d'aparició de cataracta a una evolució fisiològica del cristal·lí.

- **Rotació de l'implant:** sol ser per un diàmetre total de la lent petit (causat per una aproximació a la mida angle-angle a partir del blanc-blanc).

2.3.1.2. LENTS DE FIXACIÓ IRIDIANA

Les actuals lents fàquiques de fixació iridiana tenen el seu origen en la clàssica lent de Worst en pinces de cranc pel tractament de l'afàquia, de finals dels anys 70. D'aquesta lent se n'han implantat més de 300.000 a tot el món, amb relativa eficàcia i seguretat.

A mitjans del segle XX, però, ja hi va haver els primers intents de fixar lents a l'iris. Eren lents molt rudimentàries, fabricades en PMMA, i que sorgiren com a alternativa a les lents de cambra anterior de suport angular d'Strampelli i Barraquer. Així doncs, Epstein i Copeland amb la lent “collar stud” al 1953 i la lent “creu de Malta” al 1955, Binkhorst amb la lent “iris clip” al 1957, Fyodorov amb la seva lent “Sputnik” al 1958 i

el mateix Worst, al 1972, amb la lent “Medaillon” van ser els autèntics precursors d'aquest tipus de lents.

Va ser aquest mateix oftalmòleg holandès, Jan Worst, qui va emprar per primera vegada una lent de cambra anterior fixada a l'iris amb un objectiu diferent a la correcció de l'afàquia. Al 1980 implantà una lent opaca de fixació iridiana en un pacient amb diplòpia intractable. L'experiència fou tan positiva, que sis anys més tard, Paul Fechner implantà una d'aquestes lents, després anomenada lent de Worst-Fechner, a un pacient amb alta miopia. Fou la primera lent fàquica de fixació iridiana implantada amb intencions refractives.

Artisan (OPHTEC BV, Groningen – Holanda)

Derivada de la lent de Worst-Fechner, implantada per primera vegada a finals dels anys 80. A partir de 1992 està disponible en potències positives per a la correcció de la hipermetropia, i a partir de 1999 existeix la lent Artisan tòrica per a la correcció de l'astigmatisme.

És una lent de PMMA monobloc, que requereix anestèsia local peri/retrobulbar (hi ha qui la implanta amb anestèsia tòpica i camerular) i una incisió de 5-6 mm, tunelitzada conjuntival. Existeix un model de 6 mm de zona òptica. És una lent convexo-còncava, modificació que li permet allunyar-se gairebé 150 μ de l'endoteli corneal en la perifèria de la lent (**Figura 5**). Necessita una amplitud de cambra anterior mínima de 2,6 mm.

S'enclava a la perifèria mitja de l'iris, en una zona avascular i inactiva del múscul dilatador de la pupil·la, permetent una adequada mobilitat. S'ha de realitzar una o dues iridotomies prèvies, o bé iridectomies en el moment quirúrgic.

Artiflex (OPHTEC BV, Groningen – Holanda)

D'última generació, encara no està al mercat (probablement hi estarà en 2 anys). Actualment s'està realitzant un estudi multicèntric per correcció de miopies entre -2,00D i -12,00D amb aquesta lent. Està fabricada en silicona amb hàptics de PMMA, que pot ser introduïda per una incisió de 3,2 mm en còrnia clara. Tot i això no és una lent plegable, però sí flexible i que ha d'introduir-se “carregada” en un espàtula introductora (**Figura 5**).

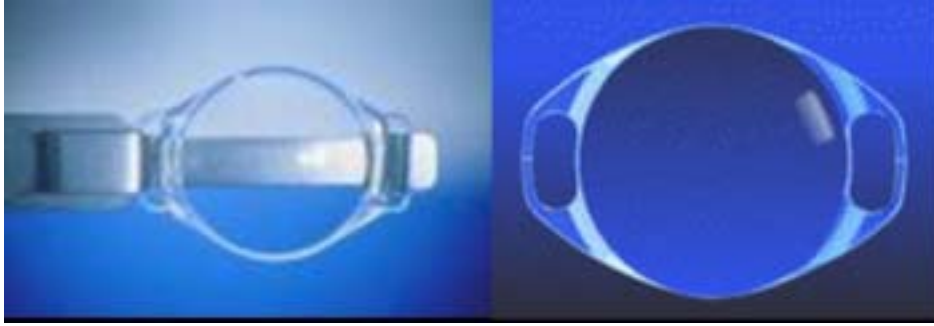


Figura 5. Lent Artiflex (Ophtec BV), a l'esquerre, a l'espàtula introductora. Lent Artisan (Ophtec BV), a la dreta, amb pinces de cranc, abans de ser implantada.

* Complicacions de les lents de fixació iridiana

a) Precoces

La cirurgia és més complexa que les lents de cambra anterior de suport iridià i, per tant, la corba d'aprenentatge és important.

- hipertensió ocular
- uveïtis aguda
- seclusió pupil·lar: sobretot en hipermetrops, per cambres anteriors estretes amb lents molt potents i gruixudes. Cal revisar les iridotomies durant la cirurgia, i refer-les si no són permeables.
- anclatge inadequat de la lent
- edema corneal
- endoftalmitis

b) Tardanes

- **Pèrdua de cèl·lules endotelials:** qualsevol aplanament de la cambra anterior pot provocar el contacte entre l'endoteli i el PMMA de la lent. Hi ha alt risc si hi ha hipo o atalàmia. Aquesta pèrdua de cèl·lules no s'explica només pel trauma quirúrgic, ni tampoc pels contactes ocasionals entre la lent i l'endoteli (amb els nous dissenys de lents). Són pèrdues més importants durant el primer any que no pas una cirurgia de facoemulsificació amb implant de LIO al sac o que la implantació d'una lent fàquica de suport angular. Es creu que el primer mecanisme etiopatogènic és la inflamació crònica, amb ruptura de la barrera hematoaquosa.

- **Inflamació subaguda-crònica postoperatòria:** provoca un augment de la permeabilitat de la barrera hematoaquosa i una disminució de cèl·lules endotelials secundària. Alhora provoca una alteració metabòlica del cristal·lí, que pot ser la causa de la seva opacificació precoç.
- **Elevació transitòria de la pressió intraocular**
- **Halos nocturns:** gairebé no es produeixen si la lent està centrada en la pupil·la, per l'amplitud de la seva zona òptica.
- **Perforació iridiana,** pèrdua de subjecció de la lent a la zona de fixació amb l'iris
- **Opacificació cristal·liniana**
- **Ovalització pupil·lar:** molt menor a les de suport angular.

2.3.2. LENTS FÀQUIQUES DE CAMBRA POSTERIOR

Les lents fàquiques de cambra posterior sorgiren de la preocupació per les complicacions a mig i llarg termini de les lents de cambra anterior. Amb la intenció d'allunyar la lent de l'endoteli corneal, Fyodorov i els seus col·laboradors de l'Institut Oftalmològic de Moscou, al 1986, començaren a implantar una nova lent de silicona, la lent bolet o “mushroom lens”, amb els hàptics allotjats al sulcus ciliar, entre l'iris i el cristal·lí, i l'òptica fixada per la pupil·la. D'aquesta manera naixeren les lents fàquiques de cambra posterior.

A més de la menor pèrdua de cèl·lules endotelials, una avantatge de les lents de cambra posterior, respecte de les de cambra anterior, és una teòrica millor qualitat visual. Aproximant el punt nodal del sistema òptic a la retina s'aconsegueix unes imatges retinianes de major qualitat.

Les lents fàquiques de cambra posterior disponibles actualment són:

2.3.2.1. Implantable Contact Lens – ICL (Staar Surgical, Monrovia , CA-EUA)

Basada en les lents de silicona de Fyodorov, l'empresa Staar Surgical, a mitjans dels anys 90, va iniciar la investigació i desenvolupament d'una nova lent de cambra

posterior, combinant el col·lagen amb els materials acrílics emprats fins el moment en la fabricació de lents intraoculars.

Així es va desenvolupar un nou material, el COLLAMER, un copolímer de col·lagen porcí hidrofílic (en percentatge menor al 0,1) i hidroxietilmetacrilat (en percentatge major al 60), al que se li ha introduït, entre les seves cadenes, un cromòfor que absorbeix les radiacions ultraviolades. Té una mida molecular de 100 nm, menor que la longitud d'ona de la llum visible. Aquesta és una característica que, segons els seus fabricants, confereix a la lent un índex refractiu òptim per aconseguir una màxima transmissió de la llum amb un mínim grau d'enlluernament i halos. Alhora atrau una monocapa de fibronectina que aïlla la lent del sistema immunitari, eliminant la possibilitat de resposta immune. El collamer és un material altament hidròfil biocompatible, lleuger i permeable a gasos i metabolits necessaris pel bon funcionament del cristal·lí.

En la seva evolució hi ha hagut diferents models de ICL:

- **Dissenys inicials** (IC2020, IC2020-M): presentava una zona òptica petita, i un gruix excessiu en les zones de transició òptica-hàptics.
- **ICL V1**: permetia corregir miopia i hipermetropia.
- **ICL V2 i V3**: presenta millores tècniques com major curvatura (vault) i zona òptica major en funció de la potència de la lent. Permet la realització d'incisions corneals petites al ser introduïda amb injector.
- **ICL V4**: model actual, disponible a partir del 1998. Augmenta la distància amb el cristal·lí (50-150 μ), i permet corregir defectes tòrics. És una lent monobloc amb una zona òptica entre 4,65 i 5,5 mm, en funció del poder diòptric, que permet ser introduïda amb un injector per una incisió de 3 mm. El seu diàmetre total és de 10,5-13 mm segons el model.
- **ICL V5**: actualment està en fase d'assaig clínic.

Les **indicacions** per a la implantació d'una lent ICL són:

- ametropies moderades o altes:
 - miopia entre -3,00D i -23,00D
 - hipermetropia entre +3,00D i +21,00D

- estabilitat refractiva durant un període superior a 12 mesos.
- edat entre 21 i 45 anys
- amplitud de la cambra anterior igual o superior a 2,8 mm
- cirurgia LASIK contraindicada (paquimetria insuficient, alteracions topogràfiques)
- baixa AV amb correcció: en miops pot millorar.



Figura 6. Lent ICL™ model V4, abans de ser implantada.

Alhora, la implantació d'una lent ICL presenta una sèrie de **contraindicacions** o criteris d'exclusió, que han de ser respectats estrictament:

- incompliment d'alguns dels criteris d'indicació quirúrgica
- defecte refractiu inestable (ametropia progressiva)
- signes clínics d'iritis i/o uveïtis
- visió monocular
- patologia oftalmològica associada (glaucoma, retinopatia diabètica, patologia corneal, pseudoexfoliació)
- recompte cel·lular endotelial inferior a 2500 cèl·lules/mm²
- diàmetre pupil·lar superior a 7 mm (contraindicació relativa)

* Complicacions de les lents ICL

a) Precoques:

- **Epiteliopatia puntejada superficial**

- **Fenomen de Seidel i/o hèrnia d'iris**
- **Edema** incisional i/o corneal central
- **Despreniment de la membrana de Descemet**
- **Hipertensió ocular**: per persistència de viscoelàstic, o bé per iridotomies no permeables. Pot evolucionar, en determinats casos, a glaucoma agut. És rara l'elevació prolongada de la tensió ocular que requereixi tractament farmacològic de manera continuada i/o quirúrgic¹¹.
- **Dispersió pigmentària**
- **Alteració del vault**:
 - vault negatiu: compressió de la lent sobre el cristal·lí. Reverteix espontàniament.
 - vault 0-1: contacte sense pressió. Alta probabilitat de formació de cataracta.
 - vault >4 (>500 µ): possible pressió sobre l'epiteli iridià, amb dispersió precoç de pigment. També incrementa el risc d'hipertensió ocular.

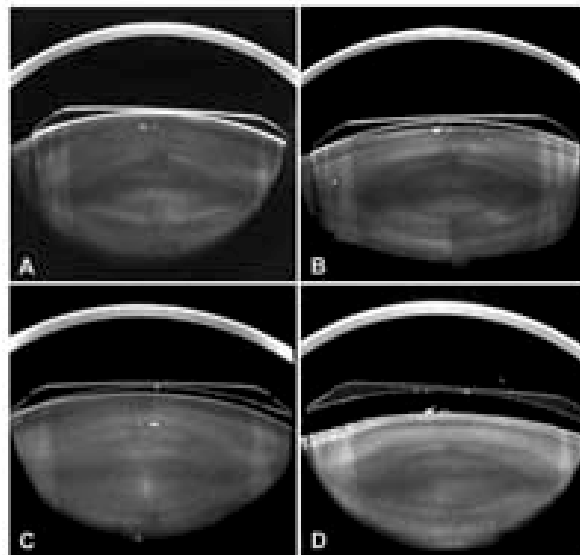


Figura 7. Imatges del vault amb la càmera Scheimpflug: A) Absència de vault central i perifèric. B) Mínim vault central. C) Vault central moderat i vault perifèric parcial i asimètric. D) Vault central intens i complet vault perifèric.

b) Tardanes:

- **Halos i reflexes:** en relació al diàmetre pupil·lar, al diàmetre de zona òptica i al vault. Si el vault és molt elevat, es produeix una dilatació de l'iris amb dilatació pupil·lar, i percepció d'halos.

- **Dispersió pigmentària iridiana:** el pigment es fixa molt a la ICL, i també es diposita a l'angle, podent produir glaucoma (no relació significativa). També es poden observar dipòsits endotelials.

- **Cataracta:** típicament subcapsular anterior. En ocasions són asimptomàtiques, no afectant la visió. La primera causa és el traumatisme quirúrgic, i és molt més evident en cirurgians novells. A part del contacte directe lent-cristal·lí, la inflamació crònica i l'alteració de la barrera hematoaquosa secundària podria ser causa d'opacificació del cristal·lí. Era més freqüent amb els models V2 i V3 (fins el 12%) que no pas amb l'actual V4 (descrita en un 2,9%), ja que té una major distància lent-cristal·lí (vault).

- **Pèrdua de cèl·lules endotelials:** bàsicament s'explica pel trauma quirúrgic. Es produeix una pèrdua ràpida durant el primer any, però el percentatge de polimorfisme i el coeficient de variació es mantenen estables en un seguiment de quatre anys¹².

- **Altres:**

- descentrament o subluxació de la lent
- diplòpia monocular
- despreniment de retina
- hemorràgia macular
- ovalització pupil·lar discreta

En determinats casos s'ha de recórrer a una segona cirurgia intraocular per:

- reposicionar la lent
- recanviar la lent:
 - diàmetre de la lent inadequat
 - potència de la lent incorrecte (hipo/hipercorrecció)
- extracció de cataracta i implantació de lent intraocular en sac capsular

Un pas determinant en l'èxit de la cirurgia és l'elecció de la lent. Els dos paràmetres més importants en aquesta elecció són:

- **Longitud total de la lent:** dependrà del diàmetre sulcus-sulcus. Es pot calcular de manera indirecta a través de la mesura de la distància blanc-blanc mitjançant un compàs o bé amb l'Orbscan. També es pot mesurar de manera directa mitjançant biomicroscopia ultrasònica, tomografia de coherència òptica o ecografia d'alta resolució. A aquesta distància se li sol sumar 0,5-1 mm en el cas de lents miòpiques, i 0,5 o res a les hipermetròpiques. També es pot modificar aquesta distància en funció de l'amplitud de la cambra anterior¹¹.

- **Poder diòptric de la lent:** Staar Surgical realitza els càlculs en base a:

- refracció manifesta
- queratometria
- profunditat de la cambra anterior
- distància blanc-blanc
- refracció postoperatòria desitjada

Actualment estan disponibles lents ICL tòriques, amb potències de correcció esfèrica entre -6,00D i -23,00D i correcció de l'astigmatisme entre +1,00D i +6,00D.

Les lents de cambra posterior ICL presenten, avui en dia, una àmplia acceptació per a la correcció d'ametropies moderades i severes, de les que se n'han implantat gairebé 35.000 a tot el món, gràcies a les clares **avantatges** que presenta sobre d'altres lents:

- anestèsia tòpica
- incisió de 3 mm, sense sutura
- reversibilitat
- correcció de l'astigmatisme intraocular, quedant només el corneal
- millora de l'AV corregida
- estabilitat refractiva (a diferència del LASIK per alta miopia)
- predictibilitat refractiva superior al LASIK¹¹
- baix índex de complicacions

2.3.2.2. Phakic Refractive Lens – PRL (Ciba Vision – Medennium)

Dissenyada per Dimitri Dementiev al 1995, sobre la idea de les primeres lents de cambra posterior de Fyodorov (mushroom lens).

És una lent de silicona, monobloc, hidròfoba, concavoconvexa, dissenyada per “flotar” sobre del cristal·lí, i no contactar amb el sulcus, sinó en tot cas amb la zònula. Si queda al sulcus es produeix:

- abombament de l’iris
- disminució de l’amplitud de cambra anterior
- compromís angular
- dispersió pigmentària (glaucoma)

Té una zona òptica de 4,5-5 mm, i un diàmetre total entre 10,8 i 11,3 mm, en cas de potències negatives, i de 10,6 mm, per potències positives. Actualment permeten corregir miopies entre -3,00D i -20,00D (model PRL 100 i 101) i hipermetropies entre +3,00D i +15,00D (model PRL 200).

Inicialment s’havia d’introduir per una incisió corneal de 5 mm, però actualment es realitza una incisió temporal de 3 mm en còrnia clara i s’introdueix la lent amb un injector, desplegant-se a cambra anterior per ser col·locada darrera de l’iris.

La silicona és un material tòxic per l’endoteli, i, per tant, cal vigilar de no contactar la lent amb la cara interna de la còrnia. Aquest contacte és més probable quan la lent és de baixa potència, ja que al ser molt prima és difícil d’alliberar del fòrceps.

La PRL, al ser fabricada en silicona, és molt fàcilment explantable, tot i portar un llarg temps dins de l’ull.

S’aconsella, com en la majoria de lents fàquiques, resoldre el defecte refractiu esfèric amb la lent i llavors mitjançant altres mètodes, l’astigmatisme, i no pas el defecte equivalent esfèric amb la lent intraocular.



Figura 8. Imatge biomicroscòpica de la posició de la PRL sobre el cristal·lí sense contactar (esquerre). Lent de silicona PRL abans de la implantació (dreta).

* Complicacions de les lents PRL

La PRL s'anomena la lent de l'1%, ja que moltes de les seves complicacions es produeixen en aquest percentatge.

a) Precoces:

- bloqueig pupil·lar
- hipertensió ocular: freqüent en miops amb tractament amb corticoides.
- descentrament de la lent: depèn del diàmetre de la PRL
- cataracta
- iridociclitis
- endoftalmitis
- edema corneal
- traumatisme ocular
- enlluernament: descrits en un 25% de casos. Solen millorar amb el temps. Cal informar-ne del risc al pacient, si aquest té un gran diàmetre pupil·lar.

b) Tardanes:

- **Cataracta:** teòricament la PRL no contacta amb el cristal·lí, ja que “flota” sobre ell. A més, la silicona és un material poc cataractogènic.
- **Dispersió pigmentària**
- **Disminució de cèl·lules endotelials:** més o menys de 5% a l'any. El trauma quirúrgic és la primera causa.
- **Despreniment de retina**
- **Luxació de PRL al vitri:** possiblement per debilitat zonular inferior. Aquesta complicació ha generat que alguns centres hagin deixat d'utilitzar-la.
- **Refracció residual:** per nomograma no ben ajustat (hi ha gran diferència de refracció si la lent queda a sulcus, zònula o mixte, segons biomicroscopia)

2.3.2.3. Lent Precristal·liniana de Barraquer (Corneal, Paris – França)

Lent rígida de PMMA, amb un diàmetre de zona òptica de 6 mm. S'introdueix per una incisió àmplia de 6,5 mm, i es posiciona a sulcus. Existeixen lents per a correcció de fins a -30,00D. En el seu desenvolupament hi ha hagut 3 models. El primer model presentava una complicació, "l'efecte ventosa", que provocava l'adhesió de la cara posterior de la lent amb la cara anterior del cristal·lí. El segon model disminuïa aquest efecte al presentar major abombament, però provocava un alt nombre de captures de la lent per la pupil·la. L'actual tercer model ha intentat solucionar aquest problema mitjançant un allargament de les plataformes hàptiques. En breu apareixerà el quart model.



Figura 9. Lent precristal·liniana de PMMA de Barraquer.

3. QUALITAT VISUAL

3.1. INTRODUCCIÓ

Clàssicament, l'Oftalmologia ha valorat i caracteritzat la capacitat visual humana a través de la mesura de l'AV, és a dir, la capacitat de veure com a diferents dos punts des d'una determinada distància. Per tant, una persona amb una bona AV té una bona capacitat visual. Però aquesta premissa no sempre s'acompleix, i és fàcil trobar persones amb una bona AV que no estan del tot satisfetes amb la seva visió. Aquest fet es deu a que, tot i poder distingir dos punts com a diferents i poder identificar l'objecte, la manera de veure'l, la percepció de l'objecte, no és satisfactòria. És a dir, tot i presentar una correcta quantitat de visió, la qualitat visual no és suficient.

Quan s'examina la complexitat del nostre sistema visual, és fàcil adonar-se com la qualitat de la informació d'entrada modifica la qualitat de la nostra experiència visual. La percepció visual comença amb l'objecte i acaba al còrtex occipital, passant pel sistema òptic de l'ull, retina i vies i centres neuronals.

L'estudi de la qualitat òptica de l'ull s'acaba a la retina, amb la formació d'imatges en ella a partir d'un objecte. Però aquest és primer pas d'un complex procés visual. La imatge retiniana és convertida en senyal neuronal pel mosaic de fotoreceptors i, després de passar vàries fases de processament neuronal, es genera una percepció visual. Alhora, a nivell cortical hi ha moltes característiques que modulen el procés final de la informació visual, com són atenció, expectació, memòria, identificació i altres propietats cognitives.

L'objectiu final de l'estudi de la funció visual d'un pacient és determinar la qualitat visual d'aquest, i no només la qualitat òptica dels seus ulls. Tot i aquesta definició teòrica, l'estudi de la funció visual d'un pacient es basa en la mesura de la qualitat òptica dels seus ulls, tenint en compte que per sobre de qualsevol perfecció òptica hi ha sempre una limitació neural que haurà de tenir-se en compte.

3.1.1. AVALUACIÓ DE L'AGUDESA VISUAL

Des de fa molts anys s'han emprat lletres per avaluar la visió, però no va ser fins el 1862 que un holandès, Hermann Snellen, les va sistematitzar per primera vegada. La **taula d'Snellen** és el mètode més emprat per valorar la capacitat visual. És una taula coneguda, familiar, ràpida i fàcil, que en la majoria de pacients es correlaciona bé amb

la descripció subjectiva de la visió. Però no sempre ens dona una idea de la capacitat visual en el món “real”.

Classifica l'AV en diferents graus, el millor dels quals és una visió 20/20, que significa que el pacient pot llegir totes les lletres de la taula des de 20 peus. 20/40 vol dir que el pacient a 20 peus pot llegir el mateix nombre de lletres que un pacient a 40 peus amb agudesa visual de 20/20, i així successivament. Mesura l'habilitat de veure una lletra petita negra d'alt contrast sobre un fons blanc.

Recentment s'han creat mètodes alternatius als optotipus d'Snellen. La **taula de Bailey-Lovie**, que utilitza el MAR (Minimum Angle Resolution) és un dels principals exemples (**Figura 10**). Aquest mètode de mesura de l'AV fa referència a la resolució requerida per definir els elements d'una lletra. Així, una visió de 20/20 (6/6) equival a un MAR d'un minut d'arc, 20/40 (6/12) a 2 minuts d'arc i així successivament. Si té una visió 6/6, o sigui, veu totes les lletres de la primera fila, té un logMAR de 0. Si en falla 1 de la primera fila té un +0,02, si en falla 2 té un +0,04. Cada lletra fallada té una puntuació.

A partir del MAR es genera el logMAR, que és el logaritme en base 10 del MAR, molt més emprat que no pas el MAR.

L'angle visual d'un objecte està determinat per la seva mida física i per la distància de l'observador. La majoria d'optotipus d'AV tenen lletres de mida total 5 vegades major que el gruix de la lletra. Les taules d'agudesa visual utilitzen una referència d'un minut d'arc de l'angle visual per avaluar la resolució dels detalls més petits. Per una persona normal, la fracció és igual a 20/20. Per qui només arriba a 20/40 la mida de la lletra correspon a 10 minuts d'arc en la seva alçada i a 2 minuts d'arc en el seu gruix.

Snellen	Decimal	MAR	logMAR
6/60	0,10	10	1,000
6/24	0,25	4	0,602
6/12	0,50	2	0,301
6/6	1,00	1	0,000
6/4	1,50	0,667	-0,176

Taula 1. Relació entre diferents escales de mesura de l'AV

La taula de Bailey-Lovie presenta una correlació directa amb la d'Snellen (**Taula 1**), però en redueix els inconvenients ja que presenta:

1. Igual nombre de lletres (5) per cada línia (fenomen d'agrupament)
2. Espai entre lletres proporcional a la seva mida
3. Disminució progressiva geomètrica en la mida de cada fila (x1,25)
4. Puntuació més acurada



Figura 10. Taula de Bailey-Lovie (LogMar)

Tots aquests mètodes clàssics d'avaluació de l'AV són insensibles a paràmetres que disminueixen la qualitat de la imatge retiniana com són la dispersió de la llum i les aberracions oculars. Alhora només mesuren un aspecte de la capacitat visual que és l'habilitat per veure lletres petites d'alt contrast. Per tant, tot i ser àmpliament emprades, no són una bon indicador de la qualitat visual del pacient.

3.1.2. QUALITAT ÒPTICA DE L'ULL

La primera fase per a la creació d'una percepció visual és la formació d'una imatge retiniana. La qualitat d'aquesta imatge dependrà de la **resolució visual espacial** d'aquell ull, que és la capacitat d'un sistema visual de determinar que dos punts estan separats en l'espai.

La qualitat òptica de l'ull està limitada per una sèrie de paràmetres:

1. Característiques dels fotoreceptors retinians

La màxima resolució retiniana es genera a la fòvea, on es concentra la majoria de cons, de tal manera que a 10 minuts d'arc (1/6 de grau) del centre de la fixació ja hi ha una pèrdua del 25% de l'AV.

La fòvea és una zona avascular dissenyada amb un desplaçament lateral de les cèl·lules retinianes que estan per davant dels receptors, creant la depressió foveolar, per reduir la dispersió de la llum que penetra l'ull. A més, la màcula té un pigment groc que disminueix l'efecte de dispersió de la llum i les aberracions cromàtiques (veure Introducció capítol 3.3.4.2. Aberracions cromàtiques). Cadascun d'aquests cons està connectat amb una sola cèl·lula ganglionar que alhora genera moltes fibres nervioses a la via visual i té una representació cortical desproporcionada amb la resta de la retina.

D'aquesta manera, la resolució visual està limitada per la mida dels cons ($1,5 \mu$) i l'espai entre ells (2μ). Teòricament, perquè dos punts separats en l'espai puguin ser vistos com a diferents, les seves imatges han de caure en dos receptors diferents separats com a mínim per un receptor. Això implica una separació mínima entre imatges de 4μ , que en un ull normal correspon a una resolució angular de 50 segons d'arc.

Representen una limitació important de la qualitat de la imatge retiniana, situacions com la poca densitat de cons foveals o bé la manca d'orientació òptima dels cons.

2. Difracció de la llum

Al segle XVIII, Grimaldi ja va observar una transició progressiva entre la llum i l'ombra, fenomen que no podia explicar amb la teoria existent fins aquell moment de la propagació rectilínia de la llum.

D'aquesta manera es va introduir la Teoria Ondulatòria de la Llum, que enuncia que la imatge d'un punt format per un sistema òptic amb obertura circular (pupil·la) és un disc circular envoltat per cercles més borrosos. Aquest disc central conté el 85% de la llum en el patró de difracció i s'anomena DISC o TACA d'AIRY.

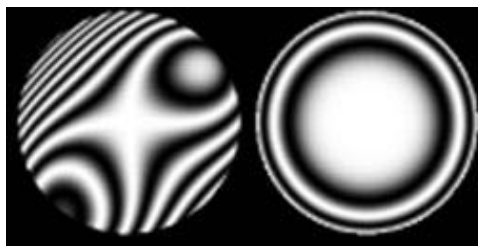


Figura 11. Mapa aberromètric bidimensional combinat (esquerre). Mapa de les aberracions generades per la difracció de la llum, sense altres aberracions.

El diàmetre d'aquesta taca depèn únicament del diàmetre pupil·lar i de la longitud d'ona de la llum, i en un ull normal sol equivaler a 90 segons d'arc. La difracció augmenta a mesura que el diàmetre pupil·lar va decreixent.

Aquest fenomen disminueix clarament la qualitat de la imatge retiniana fins el punt que, segons el Criteri de Rayleigh, dos punts només poden ser vistos si els centres dels seus discs d'Airy estan separats, com a mínim, per una distància igual o major a la meitat del diàmetre del disc d'Airy. D'aquesta manera es genera un límit de 45 segons d'arc, que representa la resolució màxima que, teòricament, un sistema òptic pot adquirir.

Aquesta definició de difracció només té en compte els efectes generats per la vora de la pupil·la, però no els de l'interior del front d'ona. El comportament difractiu de l'interior del front d'ones només pot ser quantificat, teòricament, per l'Error de Transferència Òptica (veure Introducció capítol [3.2.5. Quantificació de les aberracions](#)).

3. Dispersió de la llum o scatter ocular

L'alteració de la transparència de les estructures de l'ull provoca dispersió de la llum quan hi entra. L'efecte de la dispersió és incrementar la proporció de llum fora de la regió de la retina on es forma la imatge. Així la llum de les zones clares de la imatge es dispersa o s'escampa a les zones fosques, disminuint-ne el contrast. D'aquesta manera, una imatge, tot i estar teòricament enfocada, té una menor qualitat per la pèrdua de lluminositat i contrast cromàtic.

Quan aquesta disminució del contrast és en un objecte amb alt contrast provoca només una lleugera borrositat en la imatge. Però si és un objecte amb baix contrast, com la majoria dels de la vida quotidiana, aquesta reducció pot suposar traspasar el llindar de discriminació, i provocar que no es vegi l'objecte.

Aquest efecte de la dispersió lluminosa té un efecte molt important sobre la qualitat visual, però sorprenentment molt poc efecte sobre l'AV d'alt contrast, que tendeix a sobreestimar la capacitat visual dels pacients amb gran fenomen de dispersió.

Aquest fenomen de dispersió o scatter ocular està generat per la manca d'homogeneïtat de les estructures òptiques de l'ull, com ara la pel·lícula lacrimal, còrnia, cristal·lí, humors aquós i vitri. Clars exemples de dispersió són els generats per les cataractes subcapsulars o bé per la hialosi asteroide.

La mida i irregularitat de les partícules dispersives determina el tipus de dispersió. Així es produeix un tipus de dispersió de Rayleigh quan aquestes partícules són més petites que la longitud d'ona de la llum, i la distribució de la llum dispersada no està en relació a la direcció del raig incident. Pel contrari, quan les partícules són grans, la distribució angular de la llum dispersada està molt més relacionada amb la direcció del raig incident. Alhora, el tipus de dispersió lluminosa condiciona pèrdues de sensibilitat al

contrast en freqüències espacials específiques (veure Introducció capítol 3.5.1. Efecte de la dispersió de la llum sobre la funció de sensibilitat al contrast).

Els efectes de la dispersió de la llum es fan molt més evidents quan existeixen grans diferències de lluminositat entre diferents parts del camp visual en un moment determinat, per exemple quan el sol s'està ponent o conduint de nit amb llums de cotxes de cara. Aquest fenomen s'anomena enlluernament o glare i provoca que la llum del punt lluminós es dispersi pels elements de l'ull i provoca un velament lluminós de la retina, reduint el contrast de les imatges. Els pacients amb enlluernament, però, poden tenir una molt bona AV a la consulta.

Per mesurar el paper que juga aquest fenomen d'enlluernament en la qualitat de visió hi ha diferents mètodes:

- font lluminosa a prop de l'optotipus de visió.
- Brightness Acuity Tester (BAT): aparell hemiesfèric autoil·luminat amb optotipus a l'interior
- exàmens de sensibilitat al contrast amb efecte enlluernament

El problema d'algun d'aquests mètodes d'enlluernament és que al generar dispersió lluminosa amb l'enlluernament amb la font lluminosa també es provoca miosi pupil·lar, que millora les aberracions oculars. D'aquesta manera es pot caure en l'error de pensar que la qualitat òptica no es modifica amb l'enlluernament.

4. Aberracions oculars

La qualitat òptica de les estructures visuals oculars (còrnia, cristal·lí, humors i lents intraoculars) influeix en la qualitat de la imatge retiniana. Qualsevol alteració d'aquests elements que faci que l'ull no sigui un sistema òptic perfecte s'anomena aberració ocular, i són presents en tots els ulls en diferent manera.

Les ametropies o errors refractius són les aberracions que generen la major part de desenfoc a la retina, produint borrositat dels detalls fins de la imatge. Alhora, existeixen un altre tipus d'aberracions que no poden ser corregides amb mètodes refractius convencionals, com les ulleres.

En ulls sans, amb poca cataracta i una pupil·la mitjana d'uns 3 mm, les aberracions oculars són el principal degradador de la imatge retiniana.

En pacients operats de LASIK, la qualitat de la imatge retiniana millora en tant que millora l'ametropia. Però per aconseguir-ho s'alteren, en certa manera, la qualitat òptica de la còrnia. En molts pacients aquests canvis són insignificants però en d'altres,

sobretot en entorns visuals demandants (mala il·luminació), poden generar mala qualitat visual, tot i tenir bona AV.

5. Diàmetre pupil·lar

L'efecte del diàmetre pupil·lar sobre la qualitat òptica ve determinat per dos paràmetres: difracció de la llum i aberracions oculars. Una pupil·la gran deixa entrar molta llum per estimular la retina, reduint així la difracció. La qualitat de la imatge retiniana es veurà afectada, però, per l'increment de les aberracions oculars. Pel contrari, una pupil·la petita minimitza les aberracions òptiques, millorant així la resolució de la imatge, però generant una gran difracció de la llum que redueix la qualitat de la imatge.

Així doncs, les pupil·les entre 3 i 5 mm són les òptimes per obtenir un equilibri entre la difracció i les aberracions oculars, optimitzant així la qualitat òptica normal de l'ull¹³.

6. Moviments oculars

Durant la fixació de la mirada, els ulls estan en constant moviment. En aquestes condicions, les imatges retinianes es mouen una distància de 3 minuts d'arc per segon. Aquest també representa un límit per a la formació d'imatges retinianes d'alta qualitat.

7. Il·luminància retiniana

La quantitat de llum que arriba a la retina depèn del nivell ambiental de llum però també de la seva atenuació al passar a través dels elements òptics de l'ull.

Tot i que la reducció de la il·luminància no és el principal problema per la degradació de la qualitat visual, qualsevol impediment en els medis òptics pot alterar la visió. L'ull pot treballar amb un ampli rang dinàmic d'il·luminància, i per això aquest factor té poca importància en situacions de bona llum, però pot adquirir gran importància en situacions de poca llum o de baix contrast.

8. Temps d'exposició de l'objecte

La detecció d'un punt brillant petit per part de la retina depèn molt més de la quantitat de llum del punt que no pas del temps d'exposició. Pel contrari, per detectar una línia, l'AV depèn més del temps d'exposició.

9. Estat d'adaptació de l'ull

La qualitat òptica de l'ull depèn de les condicions fotòpiques o escotòpiques en les que estigui. La qualitat de visió nocturna és pitjor que la diürna, en la població normal, ja que la retina adaptada a la foscor depèn dels bastons que menys resolució que els cons i són més sensibles a la dispersió de la llum. Alhora, la visió escotòpica és de pitjor qualitat ja que va associada a la dilatació pupil·lar. D'aquesta manera la llum travessa la còrnia perifèrica augmentant trenta vegades les aberracions corneals i incrementant la dispersió de la llum. Un altre factor que disminueix la qualitat visual nocturna és el menor contrast dels objectes sobre el fons.

10. Efecte Stiles-Crawford

Aquest fenomen, descrit al 1933 per Stiles i Crawford, provoca que la llum que travessa la pupil·la per la seva perifèria (gran angle d'incidència) tingui una menor eficiència que la llum que travessa la pupil·la pel seu eix visual (baix angle d'incidència), apareixent a la retina d'una manera més tènue.

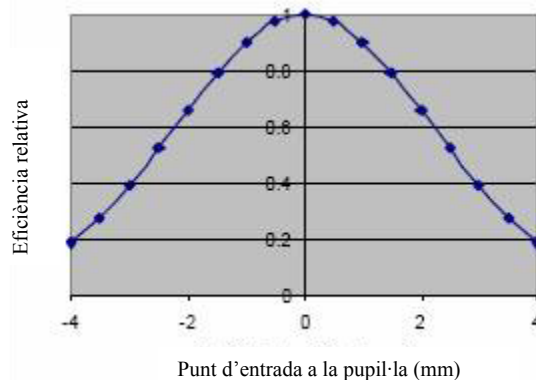


Figura 12. Gràfica de l'eficiència lluminosa en funció de la localització del punt d'entrada a la pupil·la (en mm).

Està controlat pels fotoreceptors retinians, bàsicament els cons, que actuen com a guies d'ona. Es creu que juga un paper important en la funció visual millorant la influència del desenfoc i d'altres aberracions en la resolució espacial. També està implicat en la disminució de les aberracions que apareixen al estar la pupil·la fora de l'eix visual, actuant com un efecte fototròpic, ja que els fotoreceptors es realinien automàticament cap al focus de llum movent el centre pupil·lar efectiu més a prop de l'eix visual.

L'eficiència dels raigs perifèrics disminueix en un 20% per una pupil·la de 8 mm, segons la fórmula:

$$L(r) = \exp(-0,105 r^2)$$

Aquest efecte actua, també, com a filtre ocular, eliminant les variacions d'intensitat indesitjables de l'ull. Redueix l'aberració cromàtica transversa en un 30-50% per una pupil·la de 5 mm. Alhora pot jugar un paper important en determinar la qualitat òptica de l'ull per aberracions monocromàtiques¹⁴.

La diferent sensibilitat dels cons a la llum en diferents punts de la pupil·la podria tenir una importància cabdal en les aberracions oculars. Burns i cols¹⁵ han demostrat que quan s'analitzen les aberracions del front d'ona i la direccionalitat dels cons retinians en un mateix pacient, els cons poden millorar la qualitat de la imatge retiniana.

Recents estudis ha demostrat que en els pacients miops, hi ha una alteració en l'alineament dels fotoreceptors de la retina nasal, alterant aquest efecte d'Stiles-Crawford¹⁶. S'ha postulat com a causa algun factor estressant traccional al voltant del nervi òptic (tracció per elongació ocular) no conegut, però que és capaç d'alterar el mecanisme fototròpic dels cons.

3.1.3. MESURA DE LA QUALITAT ÒPTICA

La mesura de la qualitat òptica d'un sistema òptic com és l'ull és el primer pas per caracteritzar la seva funció visual. Pot realitzar-se de 3 maneres diferents, però relacionades entre sí¹⁷:

1. Descripció de la forma concreta de la imatge retiniana d'un objecte geomètric simple com un punt o una ratlla de llum. Les imperfeccions òptiques escampen o dispersen la imatge d'un punt, generant una **Funció de Dispersió del Punt** o PSF (**Figura 13**). Un PSF d'alta qualitat és caracteritzat per una forma compacta i d'alt contrast.
2. Descripció de la pèrdua de contrast de la imatge a través dels reticles sinusoïdals (veure Introducció capítol 3 Sensibilitat al contrast). D'aquesta manera es defineix la **Funció de Sensibilitat al Contrast** i la Funció de Transferència Òptica, que defineix la capacitat de l'ull i de qualsevol sistema visual de transferir, de l'objecte a la imatge, el contrast (**Funció de**

Transferència de la Modulació o MTF) i la fase (**Funció de Transferència de la Fase** o PTF).

3. Descripció de les propietats i imperfeccions òptiques de l'ull en el pla pupil·lar, examinades i expressades en un mapa d'**aberracions oculars**, semblant a una topografia corneal, però enlloc de descriure la corba d'una superfície, descriu les diferències del front d'ones ocular d'un front d'ones teòric perfecte.

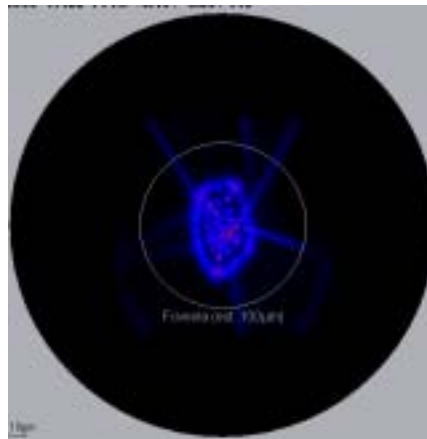


Figura 13. Funció de dispersió del punt (PSF) per una pupil·la de 6 mm.

3.2. ABERRACIONS OCULARS

L'ull no és un sistema òptic perfecte, sinó que té imperfeccions, aberracions. Aquestes provoquen un empitjorament de la qualitat de la imatge retiniana, i representen el primer límit físic per la visió. Helmholtz al 1881 va dir “si un fabricant d'instruments intentés vendre'm un aparell d'òptica amb una qualitat com la de l'ull humà, ho rebutjaria directament i el reprendria per la poca cura”.

Les aberracions de baix ordre són el desenfoc i l'astigmatisme. Conegudes des de fa molt de temps, es començaren a corregir al segle XIII, però no fou fins al segle XIX, en que Thomas Young inicià la correcció de l'astigmatisme.

Les aberracions d'alt ordre, conegudes des de la segona meitat del segle XIX, són aquelles imperfeccions de qualsevol sistema òptic que no poden ser corregides amb els medis habituals, com les ulleres. Fins a finals del segle XX, la teoria de les aberracions

ha estat exclusiva dels laboratoris d'investigació, amb mètodes molt laboriosos i poques aplicacions pràctiques.

L'estudi de les aberracions d'alt ordre procedeix de la tecnologia aplicada als telescopis per corregir grans aberracions dels fronts d'ones procedents de cossos celestes i estels de l'Espai.

3.2.1. INTRODUCCIÓ HISTÒRICA A LES ABERRACIONS

Christopher Scheiner, filòsof i astrònom jesuïta alemany, fou un dels precursors de l'estudi de les aberracions oculars. Contemporani a Kepler i Galileu, i professor de la Universitat d'Inglostadt, al 1619 va publicar "Oculus sive Fundamentum Optikum" (Fonaments òptics de l'ull), on demostrava la capacitat d'enfoc de l'ull mitjançant un disc, anomenat després, de Scheiner.

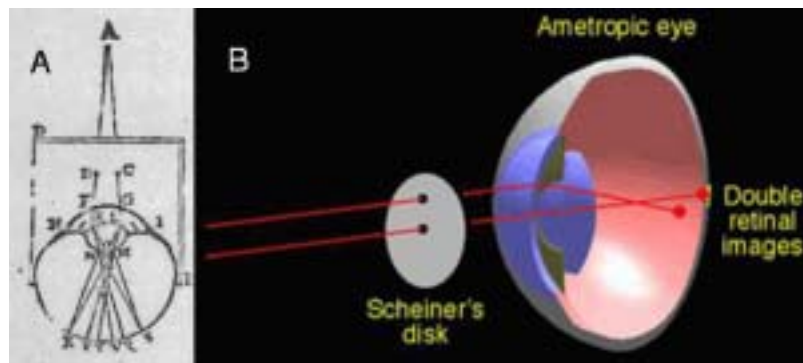


Figura 14. A) Representació original de Scheiner, sobre el seu disc. B) Diagrama que mostra el funcionament del disc de Scheiner situat davant de l'ull.

Aquest disc té dos forats: un central i un altre perifèric. Aplicava una font lluminosa llunyana (més o menys a 7 metres) arribant els raigs al disc pràcticament paral·lels (incidència paraxial). Si un persona emètrop es col·loca darrera del disc veurà un sol punt lluminós, ja que els dos punts s'uneixen a la fòvea. Pel contrari, una persona amètrop veu dos punts borrosos, perquè no s'enfoquen a la fòvea. El cas més típic és la miopia, en que el punt únic enfocat està per davant de la retina, i la hipermetropia, en que està darrera de la retina.

Scheiner col·locava una lent esfèrica positiva o negativa de major o menor potència fins a generar un sol punt imatge en les persones amètrops. Hi havia persones, però, en les que no podia aconseguir-ho mai amb les seves lents esfèriques. Eren pacients amb aberracions diferents a la miopia o hipermetropia (**Figura 14**).

Al 1961, Smirnov va descriure un mètode per mesurar l'astigmatisme basat en el disc de Scheiner, emprant una tècnica d'alineament vernier¹⁸. Utilitzà una font lluminosa fixa per l'orifici central però una de mòbil pel perifèric. Així aconseguí, per a cada meridià de l'ull, canviar l'angle d'incidència del raig perifèric i, d'aquesta manera, que s'unís amb el raig central a la retina. Aquest procés el podia realitzar per a cada punt de la pupil·la (**Figura 15**).

Coneixent el desplaçament de la llum mòbil podia determinar la correcció requerida en aquell punt de la pupil·la. Realitzant-ho en diferents meridians oculars, Smirnov determinava l'astigmatisme del pacient.

Més endavant, aquestes investigacions definirien l'aberròmetre de Scheiner-Smirnov, basat en els principis d'Òptica Geomètrica.

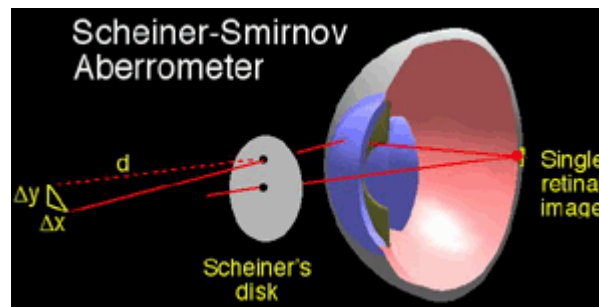


Figura 15. L'aberròmetre d'Smirnov es basa en el principi del disc de Scheiner per mesurar les imperfeccions òptiques de l'ull de manera independent per a cada localització pupil·lar d'entrada de llum.

Marius Tscherning, al 1884, va descriure per primera vegada l'aberroscoopi. Consistia en una reixeta sobre una lent esfèrica de 4D, en la que hi projectava una llum per tal de generar-ne una imatge a la retina (**Figura 16**).

Després sol·licitava al pacient que dibuixés en un paper la imatge de la reixeta que havia vist. Mitjançant l'anàlisi d'aquests patrons, Tscherning obtenia una mesura subjectiva de les aberracions de l'ull.

A principis del s.XX, Hartmann va dissenyar una superfície amb obertures circulars per analitzar les aberracions oculars: la pantalla de Hartmann.

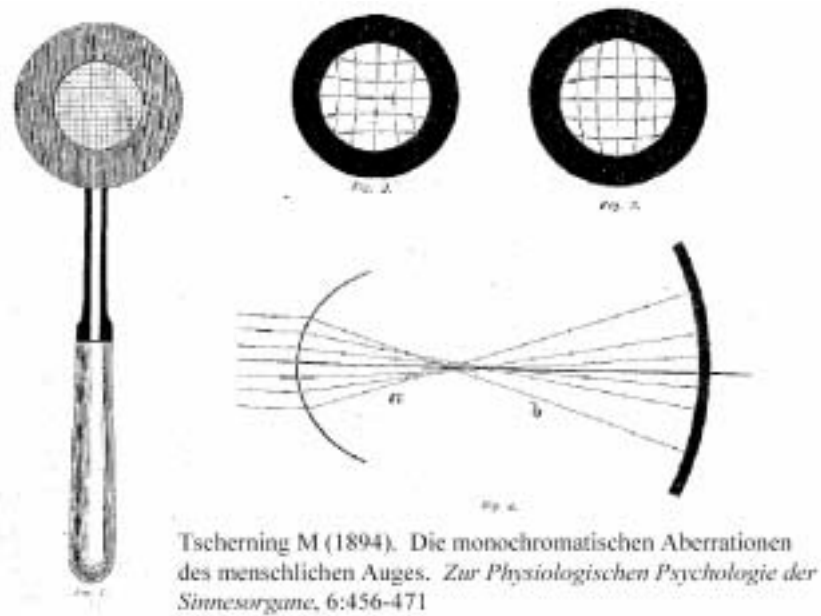


Figura 16. Aberroscopi de Tscherning (esquerre): es projecta llum a través seu sobre la retina del pacient, i la forma de la imatge resultant revela la quantitat d'aberracions de l'ull.

Al 1960, Bradford Howland investigà sobre les aberracions de les lents de les càmeres fotogràfiques. D'aquests estudis en sortí l'aberroscopi de cilindre creuat, basat en l'aberroscopi de Tscherning. Utilitzava una lent tòrica de $-5D$ a 45° enlloc de la lent esfèrica obtenint així imatges més definides.

Un dels primers estudis seriosos amb pacients el realitzà, al 1977, Howard C Howland. Va analitzar 55 ulls mitjançant un aberroscopi subjectiu¹⁹. Va concloure que les aberracions comàtiques dominen l'estructura de les aberracions de l'ull, per tots els diàmetres pupil·lars. També fou el primer estudi en utilitzar els polinomis de Zernicke per analitzar les aberracions oculars, tot i que ja havien estat emprats molt abans en estudis d'Òptica.

Al 1984 aquest mateix grup d'investigadors féu un pas important al convertir l'aberroscòpia en una tècnica objectiva. Van adaptar càmeres fotogràfiques a l'aberroscopi de cilindre creuat, realitzant fotografies de les imatges retinianes.

El sensor de front d'ones de Hartmann-Shack va sorgir de la necessitat, al final dels anys 60, de millorar les imatges dels satèl·lits preses des de la Terra. L'atmosfera terrestre limita la qualitat d'imatge i el temps d'exposició de les estrelles i els satèl·lits dels telescopis. La diferència de temperatura de l'aire segons els diferents nivells atmosfèrics, provoquen velocitats de propagació dels raigs de llum diferents entre sí.

Tot i ser diferències de velocitat molt petites els raigs de llum d'una estrella llunyana arriben al mirall d'un telescopi amb temps infinitèsimament diferents. Aparentment semblen diferències despreiables però són suficients per provocar grans distorsions de les imatges astronòmiques fins el punt d'arribar a impedir el seu reconeixement per part dels observadors. Per aquest motiu, l'Exèrcit dels Estats Units d'Amèrica (EUA) van encarregar al Optical Sciences Center (OSC) de la Universitat d'Arizona el desenvolupament de noves tecnologies. Va ser Roland Shack²⁰, investigador del OSC, qui va modificar l'antic test de Hartmann substituint-ne els orificis per lents. A partir d'aquest moment s'iniciaren programes de desenvolupament de sensors de front d'ones, en el camp militar i en el camp de l'Astronomia, tant a Europa com als EUA durant els anys 70.

El físic alemany Joseph Bille, de la Universitat de Erlangen-Nuremberg d'Alemanya a finals dels anys 70, va ser el primer en aplicar aquesta tecnologia al camp de l'Oftalmologia, en l'estudi del perfil aberromètric corneal. Més tard, al 1999, fundà el 20/10 Perfect Vision on perfeccionà el sensor de Hartmann-Shack, reduint-ne la mida, fent-lo més compacte i manejable, molt més semblant a molts dels sensors actuals.

Liang i els seus col·laboradors de la Universitat de Heidelberg, Alemanya, al 1994, va fer un dels avanços més importants en el desenvolupament de l'aberrometria ocular²¹. Per els seus treballs adaptaren el sensor de Hartmann-Shack a un sistema òptic, prenent imatges dels ulls i calculant-ne les aberracions, segons el model polinòmic de Zernicke.

Seiler, Mrochen, Mierdel i d'altres van desenvolupar l'analitzador Dresden de front d'ones, basat en l'aberroscopi de Tscherning. Al Juny de 1999 es va tractar amb cirurgia LASIK el primer pacient basant-se en aquesta tecnologia²².

A partir d'aquest moment, l'interès de l'Oftalmologia en les aberracions d'alt ordre no ha parat²³. Han aparegut i millorat aberròmetres, l'ablació corneal amb làser guiada pel front d'ones és ja una opció real en cirurgia refractiva, el nombre de publicacions oftalmològiques relacionades amb les aberracions d'alt ordre s'ha incrementat exponencialment en els últims anys, i ja han aparegut, i ho continuaran fent, lents intraoculars que corregeixen parcialment les aberracions oculars d'alt ordre.

3.2.2. FRONT D'ONA I ABERRACIÓ DE FRONT D'ONA

La llum, segons la Teoria Ondulatòria, es transmet per ones. Els objectes no lluminosos poden ser vistos perquè reflecteixen una part de la llum que prové d'una font lluminosa. Cada objecte emet un nombre infinit de raigs, una part dels quals penetra l'ull per construir una imatge a la retina.

Lord Rayleigh va donar evidència matemàtica que perquè un sistema òptic generi una imatge perfecta d'un objecte, tots els camins òptics o "optical path lengths" per a cada possible raig que connecti un punt objecte amb un punt imatge (punts conjugats) han de ser iguals. Dit d'altra manera, la formació d'imatges perfectes només es dona quan tots els raigs originats d'un punt objecte es creuen en un sol punt imatge, o sigui, que el front d'ones és esfèric, i està centrat en el punt imatge.

S'entén com a **front d'ones** la superfície de camí òptic constant per un punt objecte. Tots els raigs que provenen d'un objecte són sempre perpendiculars al front d'ones.

Un ull ideal, perfecte, sense aberracions, té un front d'ones esfèric, centrat a la imatge puntual, on cada raig és focalitzat en el mateix punt del pla de la imatge, independentment de la posició per la que penetra la pupil·la. La qualitat de la imatge retiniana que aquest ull genera és perfecta, degradada únicament per la difracció de la llum deguda a la naturalesa ondulatòria de la llum i al pas dels raigs per la pupil·la. Així doncs, la imatge retiniana que genera d'un punt és una taca o disc d'Airy, només afectada per la difracció.

L'aberració de front d'ona que aquest ull perfecte presenta és menor a $\pi/4$, i es considera insignificant, ja que indica que l'única aberració és la secundària a la difracció de la llum.

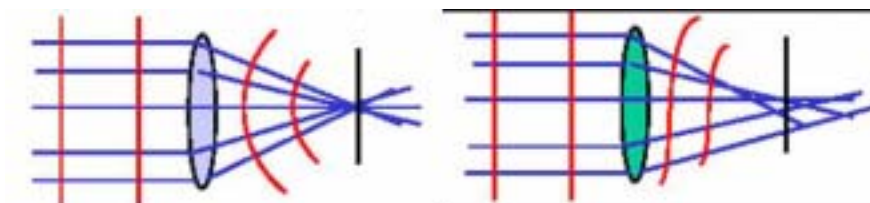


Figura 17. Esquema d'un front d'ones perfecte, esfèric, sense aberracions (esquerre). Esquema d'un front d'ones deformat, no perfecte, amb aberracions (dreta).

Pel contrari, un ull real, imperfecte, no presenta un front d'ones esfèric. La imatge que genera és molt més borrosa, extensa i asimètrica perquè cada raig intersecciona el pla on

es forma la imatge en un punt diferent. La imatge retiniana d'un punt objecte ja no és només la taca d'Airy, sinó una distribució d'intensitats definida per la Funció de Dispersió del Punt o PSF.

Aquesta desviació de l'estat ideal és l'**aberració del front d'ones (W)**, i és una mesura directa de la qualitat òptica del sistema. Es defineix com la diferència entre el front d'ones perfecte, ideal, no aberrat, esfèric, i el front d'ones real, per a cada punt en la pupil·la (**Figura 17**). La funció de l'aberració d'ona és el centre d'una rica teoria òptica que ens permet calcular la imatge retiniana de qualsevol objecte, quantificar la qualitat de les imatges retinianes i, en definitiva, predir el desenvolupament en diferents tasques visuals dels pacients.

L'aberració d'ona se sol representar amb un mapa bidimensional d'escala de grisos o de colors, en el que cada intensitat de gris o color representa una quantitat d'aberració d'ona, en μ o longituds d'ona (**Figura 18**).

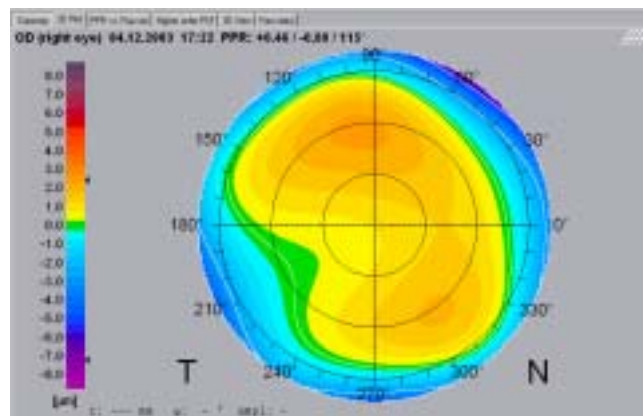


Figura 18. Diagrama bidimensional que mostra el mapa aberromètric del front d'ones en μ .

L'aberració del front d'ones també es veu influïda per la fase de l'ona lluminosa, que està determinada per la seva cresta. Dues ones estan fase quan les seves crestes coincideixen en el temps, no incrementant, d'aquesta manera, l'aberració del front d'ones (**Figura 19**).

L'aberració del front d'ones de l'ull sol ser conseqüència de (84):

- alteració del gruix de la pel·lícula lacrimal, còrnia, cristal·lí, cambra anterior, cambra posterior.
- anomalies en l'índex refractiu dels medis oculars generades per inflamació, malaltia, envelliment...

- descentrament o inclinació (tilting) d'algun dels components òptics de l'ull respecte d'algun altre.

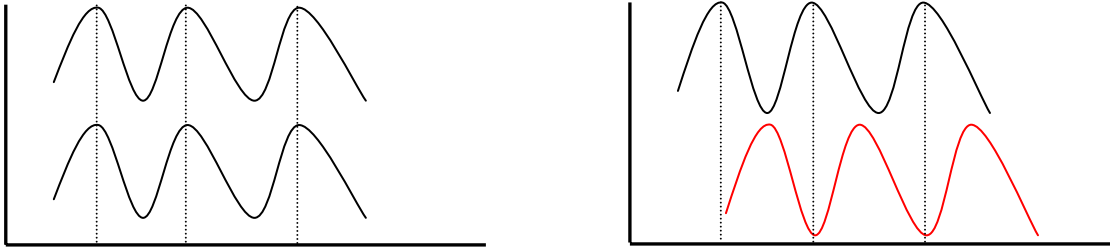


Figura 19. Ones en fase, amb coincidència temporal de les seves crestes (esquerre). Ones fora de fase, en les que la cresta de la primera no coincideix amb la de la segona (dreta).

3.2.3. MÈTODES DE DESCRIPCIÓ DE LES ABERRACIONS

L'aberració d'ona és característica en cadascun dels punts de la pupil·la i pot ser una funció bidimensional molt complexa. Per simplificar-la, però, i poder quantificar més fàcilment les aberracions d'un sistema òptic, l'aberració d'ona pot ser descomposada matemàticament en **termes o modes purs d'aberració**, que són una suma de termes polinòmics. D'aquesta manera és descrita comprensiblement en forma d'una descomposició en una base.

Un exemple més proper per entendre la descomposició en una base seria la descripció dels diners que hi ha en un banc segons el nombre de bitllets:

$$1000 \text{ Euros} = 2 \times 500\text{E}$$

$$1000 \text{ Euros} = 1 \times 500\text{E} + 4 \times 100\text{E} + 2 \times 50\text{E}$$

$$1000 \text{ Euros} = 2 \times 100\text{E} + 3 \times 50\text{E} + 5 \times 20\text{E} + 4 \times 10\text{E} + 2 \times 5\text{E}$$

$$1000 \text{ Euros} = \dots$$

Existeix una gran quantitat de possibles descomposicions o combinacions per a cada situació concreta d'aberració.

En aquesta base, es defineixen una sèrie de coeficients (en negreta en el nostre exemple).

Aquest sistema de bases s'entén com un conjunt de funcions matemàtiques que descriuen i caracteritzen les aberracions oculars a través de la descripció de diferents

formes superficials, que permet definir matemàticament la localització de qualsevol punt en l'espai (x,y,z) . D'aquesta manera és possible conèixer una aberració òptica sense saber-ne el valor per a cada punt en la pupil·la, sinó que es pot caracteritzar amb els coeficients dels termes d'expansió polinòmica de la base.

Si aquesta base és ortogonal, ens dona una idea real de la distància, que equival a l'arrel quadrada de la suma dels quadrats dels coeficients o **RMS** (Root Mean Square).

Hi ha diferents bases que serveixen per caracteritzar l'aberració del front d'ones:

1. **BASE DE TAYLOR**: mètode per definir i caracteritzar funcions bidimensionals. La localització d'un punt en l'espai, de manera simplificada (x,y) , i per tant l'aberració del front d'ones (W) , en són un exemple.

$$W(x,y) = a_0 + a_1x + a_2y + a_3x^2 + a_4xy + a_5y^2 + a_6x^3 \dots$$

O

$$W(x,y) = a_0T_0 + a_1T_1 + a_2T_2 + a_3T_3 + a_4T_4 + a_5T_5 + a_6T_6 \dots$$

La base de Taylor, però, no és ortogonal, i per tant no ens dona idea de la distància entre els punts.

2. **BASE DE ZERNIKE**: Va ser descrita pel destacat físic holandès Frits Zernike (1888-1966), que rebé el premi Nobel de Física el 1953. És una base ortogonal que permet representar funcions bidimensionals $W(x,y)$.

$$W(x,y) = a_0Z_0 + a_1Z_1 + a_2Z_2 + a_3Z_3 + a_4Z_4 + a_5Z_5 \dots$$

La majoria d'investigadors han empleat l'expansió en polinomis de Zernicke per definir les aberracions oculars, però la base de Taylor també podria servir.

Aquesta base de Zernike té una sèrie de propietats²⁴:

- Tipus d'aberració: la funció del front d'ones es descomposa en termes associats a aberracions de comportament comú com ara la inclinació, l'aberració esfèrica, el coma i l'astigmatisme.
- Ortogonalitat: la base és ortogonal en una forma contínua en l'interior d'una unitat circular. Aquesta propietat li confereix independència matemàtica a cadascun dels termes del polinomi.

- Simetria de rotació: cada terme pot ser expressat per dues variables ρ i θ d'una forma separable: $Z_k(\rho, \theta) = R_k(\rho)G_k(\theta)$, on la funció radial és una $R_k(\rho)$ és un polinomi de Taylor en r , i $G_k(\theta)$ és una funció periòdica trigonomètrica.
- Minimització dels RMS: cada terme minimitza l'error RMS del front d'ona. El RMS de $Z_k(\rho, \theta)$ és igual a 1.
- Màxim valor és la unitat: el màxim valor de cada terme de Zernike en la unitat circular és 1. Per tant, $R_k(\rho = 1)$ és igual a 1.
- Balanç: el valor mitjà de cada terme en la unitat circular és zero. En altres paraules, la meitat del volum sota la corba de la funció de front d'ones està sobre l'eix de les abscisses mentre que l'altra meitat està sota aquest eix.

Totes aquestes característiques de la base de Zernicke fan que tots els seus modes puguin ser comparats fàcilment. D'aquesta manera permet, una vegada descrita matemàticament la funció d'aberració del front d'ones mitjançant una equació, combinar fronts d'ones senzills per construir-ne de complexes que descriguin més acuradament l'estructura de l'aberració dels ulls reals.

Per avaluar l'error del front d'ones se sol optar per la desviació estàndard, o sigui, l'**error RMS**. Aquest expressa com de distant està el front d'ones $W(x, y)$ de la funció 0. El valor de RMS és el volum normalitzat sota la corba del quadrat de la funció $W^2(x, y)$. Al ser una base ortonormal, aquest **RMS** de l'error del front d'ones és l'arrel quadrada de la suma dels quadrats de tots els coeficients dels termes de Zernike.

$$\text{RMS} = \sqrt{a_0^2 + a_1^2 + a_2^2 + \dots}$$

L'expansió en els polinomis de Zernicke permet definir la funció de l'aberració d'ona com:

$$W(x, y) = \sum C_i Z_i(x, y)$$

C = coeficient de cada polinomi

Z = terme del polinomi de Zernicke

L'objectiu és trobar els coeficients dels polinomis en base als pendents. Es realitzen les derivades parcials a l'equació de la funció d'aberració, i emprant el mètode del Menor Quadrat es calculen els millors coeficients de Zernicke que interpolin les derivades.

D'aquesta manera se n'extreuen els diferents termes dels polinomis de Zernicke. Cada mode o terme de Zernicke es descriu amb un **superíndex (f)**, que indica la **freqüència meridional** o **azimutal**, i amb un **subíndex (n)**, que indica l'**ordre radial** del terme.

$$Z_n^f$$

f = freqüència meridional
n = ordre radial

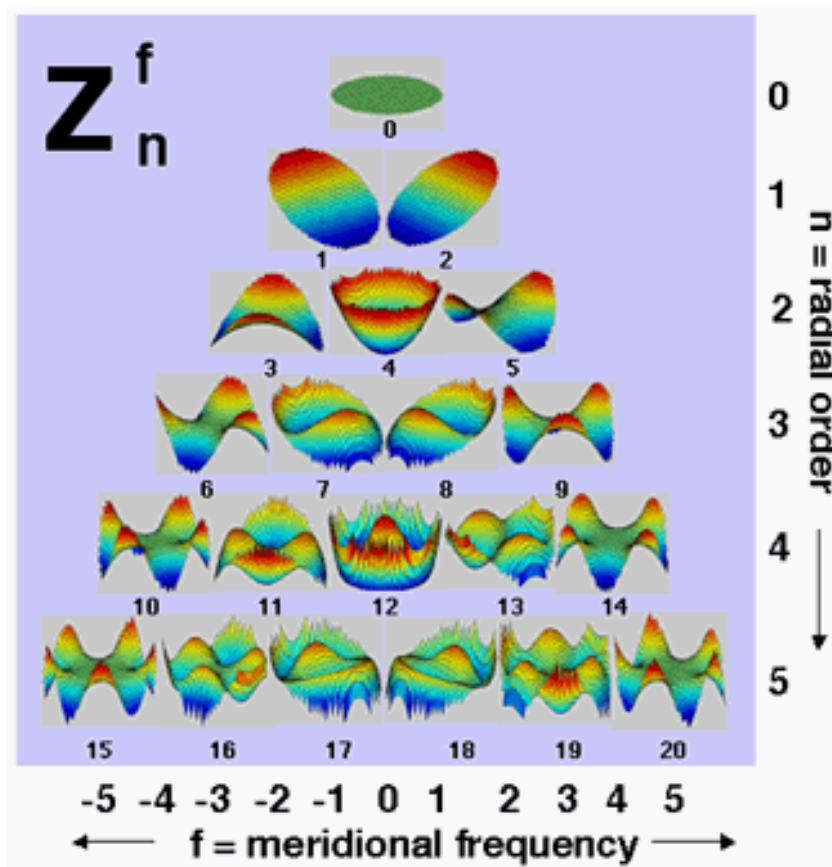


Figura 20. Taula periòdica de tots els termes de Zernike fins al 5è ordre, amb el mapa aberromètric tridimensional de cadascun d'ells. El subíndex n indica l'ordre radial que caracteritza la fila de la taula. El superíndex f indica la freqüència meridional, que dona el número de columna de la taula.

Tenint en compte l'ordre i la freqüència de cadascun dels termes de Zernicke, aquests són sistematitzats en una taula amb forma de piràmide. D'aquesta piràmide se'n poden ometre l'ordre 0 i l'ordre 1, ja que són irrellevants per la qualitat de la imatge retiniana de la llum monocromàtica.

Cada terme dels polinomis de Zernicke està associat a un tipus d'aberració concreta. D'aquesta manera, es defineixen les **aberracions de baix ordre** com les representades pels polinomis d'ordre radial $n=1$ i $n=2$. Són el desenfoc (miopia i hipermetropia) i l'astigmatisme. La resta de polinomis de Zernicke, a partir de l'ordre radial $n=3$, representen les **aberracions d'alt ordre** (coma, aberració esfèrica, astigmatisme triangular...).

Un problema important en la investigació en òptica visual és la manca d'uniformització de la terminologia i els mètodes per expressar les dades de la funció d'aberració del front d'ona²⁵. Com s'ha dit, tots els termes de Zernicke vénen caracteritzats per un ordre radial (n) i una freqüència azimuthal (f), però hi ha diferent maneres d'expressar-los:

$$Z_n^f$$

$$Z_{n,f}$$

$$Z_{nf1/0} \text{ (en funció del signe de } f \text{)}$$

Així per exemple, són notacions intercanviables per l'aberració tipus coma vertical:

$$Z_3^{-1}$$

$$Z_{3,-1}$$

$$Z310 \text{ (0 perquè la freqüència azimuthal és negativa)}$$

Recentment, Campbell i els seus col·laboradors de la Universitat de Berkeley, han desenvolupat una modificació dels polinomis de Zernicke per descriure les aberracions de l'ull²⁶, de manera més senzilla i comprensible, segons ells. Els termes de Zernicke són descrits en dos valors: una magnitud i un eix. Així intenta, fent un paral·lelisme amb la dependència de l'astigmatisme de l'estructura anatòmica corneal, relacionar les aberracions d'alt ordre amb les característiques anatòmiques i geomètriques de l'ull.

ORDRE	Coefficient	TERME	POLINOMI	ABERRACIÓ	
PRIMER ORDRE	C1	Z_1^{-1}	Z110	$\rho \sin \phi$	Inclinació
	C2	Z_1^1	Z111	$\rho \cos \phi$	Inclinació
SEGON ORDRE	C3	Z_2^{-2}	Z221	$\rho^2 \sin \phi$	Astigmatisme oblic
	C4	Z_2^0	Z200	$2\rho^2 - 1$	Desenfoc
	C5	Z_2^2	Z221	$\rho^2 \cos \phi$	Astigmatisme
TERCER ORDRE	C6	Z_3^{-3}	Z330	$\rho^3 \sin 3\phi$	Trefoil
	C7	Z_3^{-1}	Z310	$(3\rho^3 - 2) \sin \phi$	Coma vertical
	C8	Z_3^1	Z311	$(3\rho^3 - 2) \cos \phi$	Coma horitzontal
	C9	Z_3^3	Z331	$\rho^3 \sin 3\phi$	Trefoil
QUART ORDRE	C10	Z_4^{-4}	Z440	$\rho^4 \sin 4\phi$	Quadrafoil
	C11	Z_4^{-2}	Z420	$(4\rho^4 - 3\rho^2) \sin 2\phi$	Astigmatisme secundari
	C12	Z_4^0	Z400	$(6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$	Aberració esfèrica
	C13	Z_4^2	Z421	$(4\rho^4 - 3\rho^2) \cos 2\phi$	Astigmatisme secundari
	C14	Z_4^4	Z441	$\rho^4 \cos 4\phi$	Quadrafoil
CINQUÈ ORDRE	C15	Z_5^{-5}	Z550	$\rho^5 \sin 5\phi$	Pentafoil
	C16	Z_5^{-3}	Z530	$(5\rho^5 - 4\rho^3) \sin 3\phi$	Tetrafoil secundari
	C17	Z_5^{-1}	Z510	$(5\rho^5 - 4\rho^3 + 2\rho) \sin \phi$	Coma secundari
	C18	Z_5^1	Z511	$(5\rho^5 - 4\rho^3 + 2\rho) \cos \phi$	Coma secundari
	C19	Z_5^3	Z531	$(5\rho^5 - 4\rho^3) \cos 3\phi$	Tetrafoil secundari
	C20	Z_5^5	Z551	$\rho^5 \cos 5\phi$	Pentafoil
SISÈ ORDRE	C21	Z_6^{-6}	Z660	$\rho^6 \sin 6\phi$	Hexafoil
	C22	Z_6^{-4}	Z640	$(6\rho^6 - 5\rho^4) \sin 4\phi$	Quadrafoil secundari
	C23	Z_6^{-2}	Z620	$(15\rho^6 - 20\rho^4 + 6\rho^2) \sin 2\phi$	Astigmatisme 6è ordre
	C24	Z_6^0	Z600	$20\rho^6 - 30\rho^4 + 12\rho^2 - 1$	2a Aberració esfèrica
	C25	Z_6^2	Z621	$(15\rho^6 - 20\rho^4 + 6\rho^2) \cos 2\phi$	Astigmatisme 6è ordre
	C26	Z_6^4	Z641	$(6\rho^6 - 5\rho^4) \cos 4\phi$	Quadrafoil secundari
	C27	Z_6^6	Z661	$\rho^6 \cos 6\phi$	Hexafoil

Taula 2. Termes de la base de Zernicke, des del primer fins al 6è ordre, amb el número de terme o coeficient, expressió del terme en dues notacions diferents, expressió polinòmica en forma polar i nom de l'aberració que caracteritzen.

3.2.4. TIPUS D'ABERRACIONS

3.2.4.1. ABERRACIONS MONOCROMÀTIQUES

Gràcies a les propietats ja descrites de la base de Zernike és possible descomposar el front d'ones en termes amb diferent comportament òptic, permetent una classificació de les deformacions del front d'ones de la llum monocromàtica, es a dir, amb una sola longitud d'ona.

Tenint en compte l'ordre radial i la freqüència de cadascun d'aquests termes, es defineixen una sèrie d'aberracions. Els termes de menor ordre ($1r$ i $2n$) no són considerats com tipus d'aberracions d'alt ordre ja que poden ser corregits amb medis òptics convencionals.

Aberracions d'ordre zero:

-**Piston**: és l'absència d'aberracions. És igual a la unitat.

Aberracions de primer ordre:

- **Inclinació**: tant en el pla horitzontal (Z_{111} / Z_1^1) com en el pla vertical (Z_{110} / Z_1^{-1}). No és considerada com una aberració d'alt ordre, ja que pot ser compensada per un prisma, en definitiva, un element òptic convencional.

Aberracions de segon ordre:

- **Desenfoc** (Z_{200} / Z_2^0): és el principal terme de baix ordre. Apareix quan el pla de la imatge està longitudinalment desplaçat en respecte al pla de referència. Per l'ull humà això significa que el sistema òptic enfoca en una localització equivocada. D'aquesta manera, el terme és referit simplement com al focus i està representat per la miopia i la hipermetropia.

- **Astigmatisme regular**: aberració de baix ordre definida per una magnitud i un eix. Pot ser corregida totalment per una lent tòrica. Està compostat per:

- astigmatisme cartesià (Z_{221} / Z_2^2)

- astigmatisme oblic (Z_{220} / Z_2^{-2})

Aberracions de tercer ordre:

- **Coma**: El coma està representat per termes de Zernike asimètrics (C_7 , C_8 ... C_{2n^2-1} , C_{n^2} ...), que contenen certa part d'inclinació, que es pot considerar coma de baix ordre ($n=1$). De la mateixa manera que l'aberració esfèrica, l'aberració comàtica mostra desenfoc de la imatge, però de manera asimètrica. Així, doncs, la imatge d'un punt brillant tindrà la forma d'un cometa. També pot associar-se a diplopia monocular. Moltes vegades s'anomena la pitjor de totes les aberracions, per la seva forma asimètrica, que genera un problema en la mesura precisa de les distàncies.

A l'ull humà es genera principalment quan els components oculars no són coaxials o bé quan existeix descentrament de la pupil·la, i es pot definir com el resultat de la curvatura dels plans principals de l'ull. També està en relació amb el descentrament de les superfícies refractives de l'ull (còrnia, cristal·lí...), i amb el descentrament dels procediments quirúrgics (LASIK o LIO).

Té dos components:

- coma vertical (Z_{310} / Z_3^{-1})
- coma horitzontal (Z_{311} / Z_3^1)

- **Trefoil** (Z_{330} / Z_3^{-3} , Z_{331} / Z_3^3): també anomenat astigmatisme triangular. Genera disminució de l'AV. En alguns casos, es relaciona amb l'estructura del cristal·lí. Pot ser un indicador precoç de cataracta²⁷, i la magnitud d'aquesta aberració una mesura del seu progrés.

Aberracions de quart ordre:

- **Aberració esfèrica** (Z_{400} / Z_4^0): Les lents asfèriques no refracten tots els raigs a un punt focal perfecte. El punt focal es desplaça longitudinalment en funció de la distància entre el raig i el centre. L'aberració esfèrica pot ser considerada com un desenfoc depenent del radi. Els raigs paral·lels que entren al sistema òptic prop del seu centre seran enfocats més o menys que els raigs paral·lels entrant prop de la vora pupil·lar.

Quan l'esfericitat és positiva el poder de convergència de la lent augmenta a mesura que s'incrementa la distància lateral del raig central. D'aquesta manera els raigs que penetren la lent pels seus extrems s'enfoquen anteriorment al focus del raig central.

La imatge formada a la retina d'un ull amb aberració esfèrica és una borrositat simètrica envoltada per una imatge retiniana paraaxial, ja que es genera una

petita àrea d'imatge on convergeixen tots els raigs provinents de l'objecte, però no un punt definit de focus.

En l'ull humà, aquesta aberració esfèrica està provocada per la superfície anterior de la còrnia i les superfícies anterior i posterior del cristal·lí.

Per minimitzar l'aberració esfèrica, la còrnia humana normal és més plana en la seva perifèria, o sigui, amb major radi de curvatura, que en el seu centre, mantenint un perfil **prolat** idoni. Quan es realitza un LASIK miòpic s'aplana el centre corneal induint-se aberració esfèrica positiva al generar-se un perfil corneal oblat, o sigui, amb major radi de curvatura central que perifèric.

Segons Jack Holladay, els animals predadors tenen còrnees prolates per aconseguir una màxima visió central, mentre que els animals de presa tenen un perfil corneal oblat amb millor visió perifèrica.

L'aberració esfèrica es pot caracteritzar com un augment a la quarta potència del diàmetre pupil·lar. Així, de nit, amb la dilatació pupil·lar, augmenta l'aberració esfèrica, incrementant la miopia per alteració de la localització de la imatge. Aquest fenomen es coneix com miopia nocturna. Per això, l'alta aberració de quart ordre s'associa amb mala visió nocturna.

- **Astigmatisme secundari** (Z_{420} / Z_4^{-2} , Z_{421} / Z_4^2)
- **Quadrafoil** (Z_{440} / Z_4^{-4} , Z_{441} / Z_4^4)

Aberracions de 5è ordre:

- **Coma secundari** (Z_{510} / Z_5^{-1} , Z_{511} / Z_5^1)
- **Trefoil secundari** (Z_{530} / Z_5^{-3} , Z_{531} / Z_5^3)
- **Pentafoil** (Z_{550} / Z_5^{-5} , Z_{551} / Z_5^5)

Aberracions de 6è ordre:

- **2a Aberració Esfèrica** (Z_{600} / Z_6^0)
- **Astigmatisme de 6è ordre** (Z_{620} / Z_6^{-2} , Z_{621} / Z_6^2)
- **Quadrafoil secundari** (Z_{640} / Z_6^{-4} , Z_{641} / Z_6^4)
- **Hexafoil** (Z_{660} / Z_6^{-6} , Z_{661} / Z_6^6)

Aberracions fins al 10è ordre.

3.2.4.2. ABERRACIONS CROMÀTIQUES

Fa més de 200 anys, Newton va demostrar que la llum blanca està composta per múltiples longituds d'ona. Les lents simples refracten la llum en funció de la seva longitud d'ona. Les longituds curtes (blava) són més refractades que les llargues (vermelles). Conseqüentment, aquestes lents no generen la imatge de tota la llum en el mateix lloc. En visió llunyana, l'espectre vermell s'enfoca a la retina, quedant el blau enfocat davant de la retina. Pel contrari, quan s'acomoda l'espectre blau queda al pla focal retinià i el vermell per darrera de la retina.

Aquest problema es podria solucionar si les lents de l'ull fossin acromàtiques (ja existeixen en d'altres sistemes òptics).

Les aberracions cromàtiques són degudes a la dispersió de la llum per la lent, i només apareixen quan la llum és policromàtica. El cristal·lí genera el 30% de l'aberració cromàtica total.

S'incrementen amb la midriasi pupil·lar, i són majors com més perifèrica és l'entrada del raig de llum cromàtic a la còrnia i al cristal·lí.

Les propietats d'un sistema òptic com són la magnificació, la longitud focal i la localització dels punts principals depenen del color de la llum que traspasa l'ull. D'altres funcions fisiològiques oculars, com el control de l'acomodació, la resolució i la profunditat de focus, també estan molt relacionades amb les aberracions cromàtiques. Segons alguns autors²⁸, l'aberració policromàtica és la més important en l'ull humà.

Hi ha dos tipus d'aberració cromàtica:

- **Longitudinal**: representa la incapacitat d'una lent o sistema òptic com l'ull d'enfocar diferents colors en el mateix pla focal.

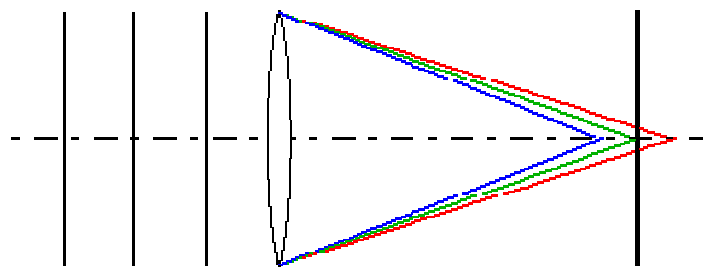


Figura 21. Esquema d'aberració cromàtica longitudinal, amb refracció de la llum d'ona llarga per darrera del punt focal.

- **Transversal** o **color lateral**: es produeix quan la llum incideix obliquament a l'ull. En absència de l'aberració cromàtica longitudinal, tots els colors s'enfoquen en el mateix pla però la magnificació de la imatge depèn de la longitud d'ona.

Provoca que la mida de la imatge depengui de la longitud d'ona de la llum. Per tant, les imatges creades per llum blava seran petites, i les vermelles més grans. En realitat té poc efecte real sobre la mida de les imatges, modificant-les en un 0,5% de mitjana.

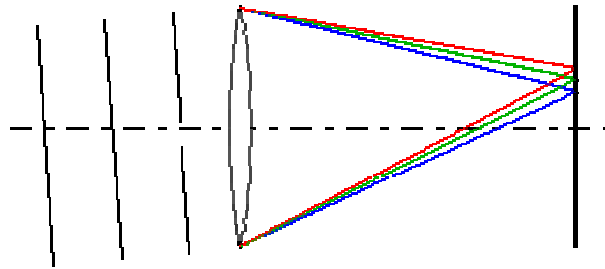


Figura 22. Esquema d'aberració cromàtica transversal, amb cert efecte de magnificació de la imatge retiniana.

L'aberració cromàtica es manifesta més quan els objectes no tenen un color o brillantor uniformes. Típicament es correspon a l'halo de color que es veu al voltant dels marges dels objectes, que separen parts brillants de fosques en les imatges.

L'efecte de l'aberració cromàtica en la percepció és poca, ja que:

- el cristal·lí no transmet igual totes les longituds, absorbint més la llum blava.
- el pigment groc macular absorbeix la llum blava.
- els cons maculars només responen a longituds vermelles i verdes i no a blaves.
- l'efecte Stiles-Crawford (veure Introducció capítol [3.1.2.10. Efecte Stiles-Crawford](#)) neutralitza, en part, l'aberració cromàtica transversal.

En ulls amb lents intraoculars, pseudofàquiques o fàquiques, l'aberració cromàtica es modifica. El material òptic de la lent té un nombre d'Abbe específic que condiciona un nivell d'aberració cromàtica determinada: a menor nombre d'Abbe major aberració cromàtica i, per tant, pitjor qualitat d'imatge retiniana. Així, els copolímers d'acrilat o metacrilat i la silicona tenen un nombre d'Abbe menor que el PMMA o el cristal·lí. Per tant, l'aberració cromàtica i, en conseqüència, la sensibilitat al contrast dependran del material de fabricació de la LIO²⁹.

També varia la percepció subjectiva dels colors en funció de l'aberració cromàtica, sobretot longitudinal, en pacients amb lents intraoculars. Aquest decrement és més apreciable en condicions de baixa il·luminació.

3.2.4.3. ABERRACIONS DE SEIDEL

A finals del segle XIX, el matemàtic i físic alemany Ludwig von Seidel (1821-1896) va descriure les aberracions monocromàtiques secundàries a la geometria d'una lent o d'un mirall. També són anomenades **aberracions de tercer ordre**.

Seidel va caracteritzar el front d'ones aberrat, a diferència de l'expansió de Zernike, en base a les propietats de simetria del sistema que han generat aquest front d'ones, calculant les aberracions en base a dades dels raigs paraaxials.

Aquest mètode de descripció de les aberracions d'un sistema òptic és més emprat per dissenyadors d'òptiques que no pas per investigadors, que solen emprar els polinomis de Zernike.

Només hi ha correspondència total entre la descripció de Seidel i els polinomis de Zernicke quan les aberracions d'alt ordre són negligibles. En aquest cas, les aberracions fins al 3r ordre són gairebé intercanviables. Tot i això, hi ha qui, per exemple, parla indistintament de l'aberració Z8 de Zernicke i la SA3 de Seidel, tot i que no es corresponguin totalment.

Nom	Coefficient Seidel	Forma	Front d'ones
Aberració Esfèrica	$S_I / 8$	ρ^4	W040
Coma	$S_{II} / 2$	$x_0 \rho^3 \cos\theta$	W131
Astigmatisme	$S_{III} / 2$	$x_0^2 \rho^2 \cos^2\theta$	W222
Curvatura camp	$(S_{III} + S_{IV}) / 4$	$x_0^2 \rho^2$	W220
Distorsió	$S_V / 2$	$x_0^3 \rho \cos\theta$	W311

Taula 3. Aberracions de Seidel, amb el nom, coeficient, forma polinòmica polar i denominació del front d'ones.

Seidel va dividir les aberracions del front d'ona en:

- **Aberració esfèrica:** és l'aberració que afecta els raigs d'un punt en l'eix òptic. Els raigs que parteixen d'aquest punt traspassen la lent per diferents zones i, si la lent és en major o menor grau esfèrica, no seran tots enfocats en el mateix punt imatge.

- **Coma**: afecta els raigs d'un punt fora de l'eix òptic. Si eliminem l'aberració esfèrica d'un sistema òptic, les diferents parts de la lent refracten els raigs provinents de l'eix òptic a un mateix focus. Però les imatges d'un punt fora de l'eix poden variar quan es consideren diferents parts de la lent, incrementant la distorsió de la imatge amb la distància dels raigs marginals de l'eix òptic.

- **Astigmatisme**: també afecta els raigs provinents de fora de l'eix òptic. Tot i eliminar l'aberració esfèrica i el coma, si el sistema òptic presenta una inclinació o "tilt", els raigs provinents d'un punt objecte en el pla sagital no coincideixen amb els del pla tangencial, semblant un sistema amb dues longituds focals diferents.

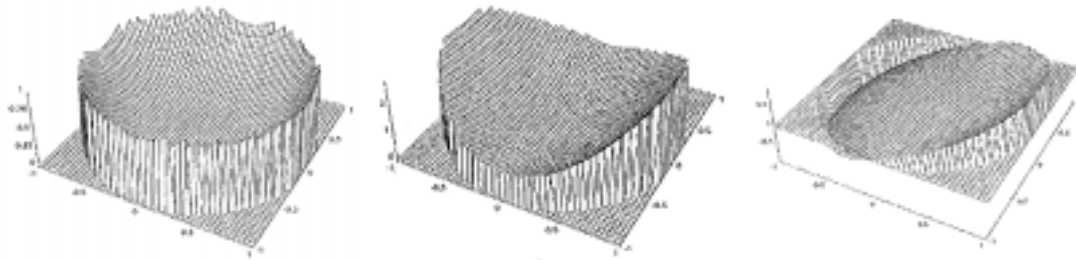


Figura 23. Representació tridimensional de les 3 primeres aberracions de Seidel: aberració esfèrica (esquerre), astigmatisme (centre) i coma (dreta).

- **Curvatura de camp** (de Petzval): tot i enfocar tots els punts d'un objecte, els punts imatge generats estan en un pla corbat i no pas en un pla recte. Es genera perquè hi ha dues superfícies astigmàtiques focals separades que corresponen als conjugats tangencials i sagitals.

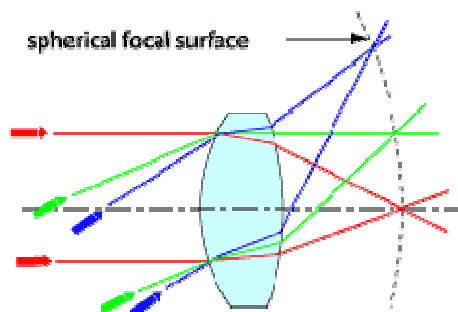


Figura 24. Esquema gràfic de l'aberració de Seidel corbatura de camp, amb absència d'un pla recte d'enfoc.

- **Distorsió:** tot i corregir totes les aberracions fins aquí descrites, els punts objectes es refracten en el pla imatge a la distància errònia de l'eix òptic, enlloc de ser linealment proporcional a la distància de l'eix òptic de l'objecte. Pot ser de tipus PINCUSHION (corsé), quan aquesta distància s'incrementa més ràpidament que l'objecte, o de tipus BARREL (barril), quan ho fa més lentament.

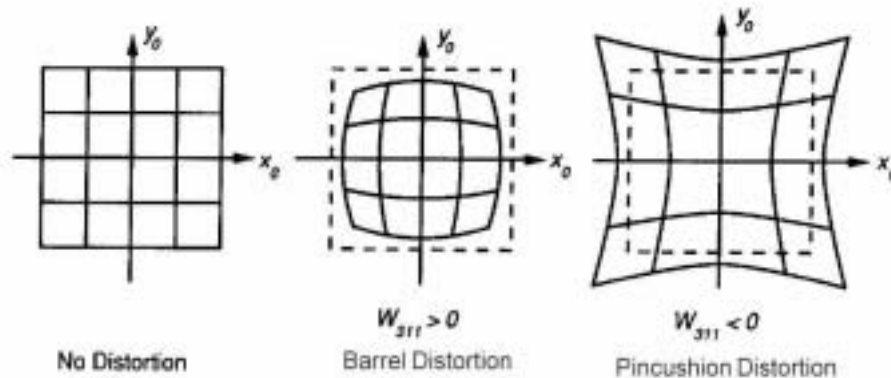


Figura 35. Representació bidimensional de la distorsió de Seidel: absència d'aberració (esquerre), aberració tipus barril (centre) i aberració tipus corsé o pincushion (dreta).

3.2.5. QUANTIFICACIÓ DE LES ABERRACIONS

1. ARREL QUADRADA DE LA MITJANA (Root Mean Square –RMS)

La referència per mesurar la qualitat òptica és una situació òpticament ideal, perfecte. En aquesta, la imatge formada a la retina és idèntica a l'objecte, si bé amb diferent mida i orientació. Tot i això, el criteri de Rayleigh per definir un sistema òptic perfecte es basa en el pitjor dels casos. Ell suggereix que si la llum que arriba a la imatge puntual no està més de $\pi/2$ radians fora de fase, la imatge no es diferencia significativament de la formada per un sistema perfecte. Dit d'altra manera, les imatges perfectes només estan limitades per la difracció, i es formen quan tots els raigs de llum convergeixen en el pla focal, amb un error igual o menor a un quart de la longitud d'ona de la llum.

El paràmetre més freqüentment emprat per avaluar la qualitat dels sistemes òptics és l'Arrel Quadrada de la Mitjana o RMS (Root Mean Square).

L'RMS és una àrea estadísticament tractada. Representa la desviació estàndard de l'alçada del front d'ones en relació a l'ideal, per tots els punts en el front d'ones. És una mesura molt útil de qualitat òptica.

Matemàticament es pot expressar com l'arrel quadrada de la suma dels quadrats de tots els coeficients dels termes de Zernike.

L'RMS de les aberracions d'alt ordre en un ull normal amb una pupil·la de 5 mm és de $0,25 \mu^{30}$. Pel contrari, ulls amb moltes aberracions d'alt ordre (alteracions corneals, queratoconus, queratoplàstia) el RMS pot ser molt més alt (entre 2 i 10 vegades major).

2. ERROR PIC-VALL

És la mesura de la distància entre el punt més alt i el més baix en el front d'ones deformat en relació al front d'ones perfecte. És un valor estadístic de pitjor cas d'error. L'avantatge d'aquest error és que és molt fàcil d'estimar visualment a partir del perfil de front d'ona. Té la limitació que al mesurar només dos punts, dos fronts d'ones molt diferents entre sí poden tenir el mateix error pic-vall. Alhora, té la desavantatge que qualsevol petita depressió o cresta estreta en el front d'ones pot causar que aquest error sigui molt gran, tot i presentar un perfil d'aberració de front d'ones bastant acceptable¹⁰³.

3. RATIO STREHL

És un indicador de la qualitat de la imatge més que de la qualitat òptica. És més teòric que l'RMS, i mesura més el pla de la imatge que no el front d'ones en sí. Representa la proporció de màxima intensitat de la imatge real i la intensitat màxima de la imatge totalment limitada per la difracció. Alhora és una representació de la quantitat de llum continguda en el disc d'Airy com un percentatge del màxim teòric que estaria contingut dins del disc en un sistema òptic perfecte. Matemàticament, pot expressar-se com:

$$\text{Strehl ratio} = \frac{1}{\pi^2} \left| \int_0^{2\pi} \int_0^1 e^{i2\pi\Delta W(\rho,\theta)} \rho d\rho d\theta \right|^2,$$

Tot i ser l'RMS un indicador del sistema òptic en general i el ratio Strehl un indicador de la imatge, poden aproximar-se, en casos de petites quantitats d'aberracions, a través de la fórmula de Maréchal:

$$\text{Ratio Strehl} = 1 - (2\pi\text{RMS})$$

Segons el criteri de Maréchal un sistema òptic està ben corregit si la intensitat corregida al focus de difracció és major o igual a 0,8, que correspon a un RMS menor o igual a $\pi/14$.

El Ratio Strehl representa un bon indicador de qualitat visual de sistemes visuals poc aberrats¹³.

4. ERROR DE TRANSFERÈNCIA ÒPTICA (Optical Transfer Error - OTE)

És un indicador que intenta combinar la mesura de la qualitat òptica a nivell del sistema i la qualitat de la imatge (valor teòric). També s'anomena dinàmica d'ingrés.

La qualitat d'imatge disminueix amb el valor d'RMS, si la forma de l'aberració és mantinguda. Però seria erroni dir que dues aberracions de front d'ones amb el mateix error RMS però de diferent tipus, produeixin la mateixa degradació de la qualitat de la imatge. Això és bàsicament degut a que l'error RMS no subministra suficient informació sobre el comportament de fase del camp òptic del front d'ona. Per aquests casos és interessant conèixer l'OTE, ja que mesura la influència de la fase, i permet diferenciar dos fronts d'ona amb el mateix RMS.

Tot i la potencial aplicació de l'OTE, el seu càlcul matemàtic és altament complex, i és un paràmetre molt poc emprat en la pràctica quedant restringit a nivells purament investigacionals.

5. DESENFOC EQUIVALENT (Me)

Aquest paràmetre serveix per simplificar la presentació de la base de Zernicke. Representa la quantitat de desenfoc requerida per produir la mateixa variació del front d'ones trobada en una o més aberracions d'alt ordre. Tot i que la borrositat produïda per les aberracions d'alt ordre no és la mateixa que la produïda pel desenfoc, aquesta aproximació ens permet interpretar els coeficients de Zernicke en les molt més familiars diòptries.

$$\text{Me} = 4 \pi \sqrt{3} \frac{\text{RMS}}{\text{Àrea pupil·lar}}$$

3.2.6. LOCALITZACIÓ DE LES ABERRACIONS OCULARS EN L'ULL

Les aberracions totals d'un ull són la suma de les generades per la cara anterior de la còrnia i per les estructures internes. El cristal·lí és el principal origen d'aquestes últimes, tot i que també hi contribueixen, en menor mesura, la cara posterior de la còrnia, els humors oculars i totes les altres estructures entre la còrnia i la retina (lents intraoculars...).

El càlcul de les aberracions internes es pot realitzar mitjançant una simple sostracció de les aberracions corneals, mesurades amb un topògraf, de les totals.

La qualitat òptica de la còrnia i del sistema òptic intern, de manera independent, és baixa. Quan es conjuguen generen un sistema òptic de molt millor qualitat. En pacients joves i sans l'aberració ocular total és menor a la corneal. Aquest fenomen es produeix perquè hi ha una compensació de les aberracions corneals per part de les estructures internes, sobretot el cristal·lí. Aquesta compensació podria produir-se gràcies a petits moviments de descentrament i inclinació o tilting del cristal·lí. Una altra possible causa és la morfologia de la cara posterior corneal molt similar a l'anterior però amb canvi d'índex de refracció (aire-còrnia i còrnia-humor aquós) de signe contrari. També es postula com a explicació d'aquest fenomen compensador petits descentraments del centre pupil·lar, amb generació d'aberració comàtica de signes contraris per part de la còrnia i de les superfícies internes³¹.

Aquesta neutralització de les aberracions entre la còrnia i les superfícies internes no es manté al llarg de la vida, incrementant-se les aberracions totals amb l'edat.

La compensació és a nivell de les aberracions totals oculars, però també quan s'analitza per termes d'aberració. Així, l'astigmatisme corneal i el de l'òptica interna tenen magnituds similars però signes inversos. L'astigmatisme intern tendeix a compensar el corneal. D'altra banda, les aberracions de tercer i quart ordre internes també compensen les aberracions corneals del mateix ordre³¹.

Basant-se en aquesta idea, s'han intentat dissenyar lents per la cirurgia de la cataracta que compensin les aberracions de la còrnia, emulant l'estructura aberrogènica del cristal·lí dels pacients joves. Aquestes lents no haurien de ser les més lliures d'aberracions possibles, sinó les que millor compensessin les aberracions corneals en aquell pacient en concret.

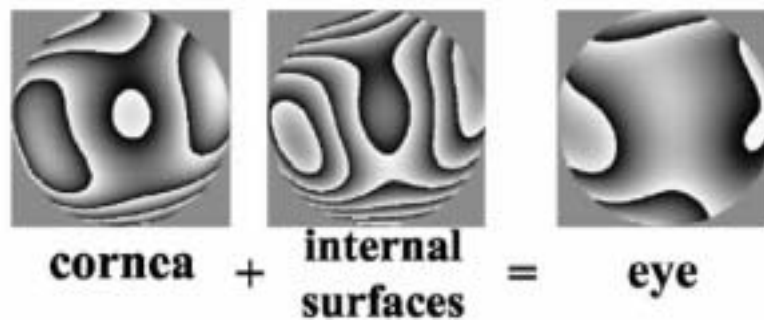


Figura 36. Mapa aberromètric bidimensional de la implicació de la còrnia i les estructures oculars internes en la gènesi de les aberracions oculars totals (de Artal P *et al.* Contributions of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. *J Opt Soc Am (A)* 2002;19:137-43)

La simetria de les aberracions oculars entre els dos ulls d'un mateix pacient ha estat un tema àmpliament analitzat. Castejón-Mochón i cols¹⁸ van estudiar aquesta simetria en una població jove i sana, i van concloure que existeix una bona correlació pel desenfoc i l'aberració de tercer ordre. L'astigmatisme, pel contrari, presentava, en la seva població, una pobra correlació, no essent així la correlació per astigmatisme a favor o en contra de la regla. La resta d'aberracions d'alt ordre, a excepció de la comàtica, presentaven una baixa correlació entre ulls.

3.2.7. FACTORS QUE MODIFIQUEN LES ABERRACIONS OCULARS

1. ACOMODACIÓ OCULAR

Quan es vol enfocar un objecte proper, es contrau el múscul ciliar i s'incrementa el poder del cristal·lí. Aquesta reacció se sol acompanyar de miosi pupil·lar, que augmenta la profunditat de focus, i de convergència ocular, que permet la fixació bifoveal.

La resposta de l'acomodació no és estable en el temps, sinó que canvia ràpidament i contínua, mostrant petites fluctuacions (microfluctuacions de l'acomodació), de valors típics de 0,2 D. La magnitud de les fluctuacions tendeix a incrementar-se en baixa llum, i a mesura que l'objecte s'apropa a l'ull, unes 0,5D per un estímul de 6 diòptries prismàtiques de vergència, tenint el seu mínim en la posició de repòs, a 60 cm.

Durant l'acomodació, l'ull pateix canvis òptics substancials, i per tant, la qualitat de la imatge retiniana es modifica. Aquestes variacions poden no ser suficientment importants com per arribar a disminuir l'AV, però sí que alteren la qualitat de la visió.

Amb les microfluctuacions de l'acomodació es poden alterar totes les aberracions del front d'ones. De manera general, però, l'ull acomodat té menys aberracions, a excepció de l'augment del desenfoc³¹.

La modificació de l'**aberració esfèrica** és la més estudiada. Amb l'acomodació, aquesta aberració es va negativitzant, passant de valors positius quan no s'acomoda, a 0 o valors negatius quan s'acomoda. Atchinson i cols i Collins i cols han descrit petites disminucions de la Z400 durant acomodacions menors a 3,00 D. Ninomiya i cols³² corroboren la negativització de l'aberració esfèrica amb l'acomodació, probablement per increments de la potència del cristal·lí a la zona central pupil·lar per facilitar la visió propera. Insinuen la manca d'utilitat d'eliminar l'aberració esfèrica, per tant, per a visió llunyana. Aquest mateix grup, però, no troba increments significatius en el global de les aberracions d'alt ordre amb l'acomodació.

Els canvis en l'**aberració tipus coma** no són tan estàndards per tota la població, i solen dependre de l'individu. Aquests canvis erràtics poden atribuir-se al desplaçament lateral del cristal·lí en relació a la còrnia que es produeix durant l'acomodació³³. Una altra possible explicació és la falta de simetria rotacional de la còrnia i del cristal·lí, que pot induir aberracions asimètriques de magnitud variable durant el moviment cap endavant del cristal·lí durant l'acomodació. També els canvis no simètrics en la superfície del cristal·lí durant l'acomodació es postulen com a causa³⁴.

He i cols també van descriure augment de les **aberracions de 5è ordre i majors** quan l'acomodació és major a 4,00 D. Pel contrari, Artal i cols³⁵ no troben modificacions significatives en aquests ordres d'aberracions quan l'estímul acomodatiu és de 1,00 D o 2,00 D.

Alhora, també està descrita una lleugera disminució de la funció de transferència o MTF durant l'acomodació (pitjor sensibilitat al contrast), més en pacients joves que adults. Però és, probablement, el desenfoc la primera causa de disminució de qualitat òptica durant l'acomodació. Alhora, la miosi que acompanya la visió pròxima millora en certa manera aquesta qualitat, resultant en poca variació en el MTF dels ulls acomodats³⁶.

Mesurant les aberracions d'alt ordre en ulls acomodats i no acomodats mitjançant l'Aberròmetre Espacialment Resolt (veure Introducció capítol 3.2.9.3. Aberrometria entrant ajustable subjectivament) Burns i cols demostren que les aberracions d'alt ordre són mínimes quan l'ull acomoda entre 1,00 i 2,00 D³⁷.

Tot i aquests estudis realitzats fins el moment, la dinàmica dels canvis de les aberracions oculars durant l'acomodació no és del tot coneguda.

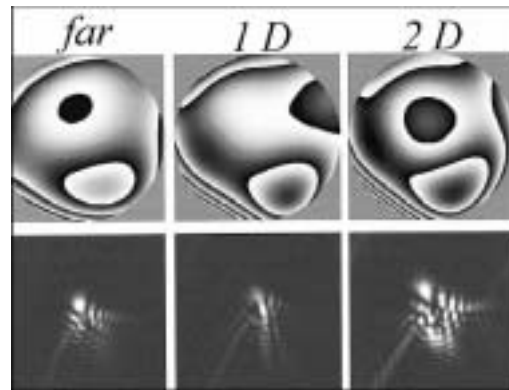


Figura 37. Mapa aberromètric bidimensional amb el PSF associat, per a tres situacions acomodatives diferents, amb increment de les aberracions amb l'acomodació.

2. EDAT DEL PACIENT

Les aberracions són relativament estables entre els 20 i els 40 anys. A partir d'aquest moment incrementen linealment amb l'edat, probablement a expenses de l'aberració interna (bàsicament per canvis en el cristal·lí) ja que l'aberració corneal està demostrat que augmenta poc amb l'envelliment. Això comporta que, al contrari que en pacients joves, el cristal·lí no compensi l'aberració corneal, ans el contrari, incrementa l'aberració total.

La funció de modulació o MTF disminueix amb l'edat per un augment de les aberracions i de la dispersió lluminosa intraocular, probablement per esclerosi progressiva del cristal·lí.

3. DIÀMETRE PUPIL·LAR

Les aberracions oculars són majors com més gran és el diàmetre pupil·lar. Aquesta relació és tan directa que hi ha una relació directament proporcional entre el RMS total i l'àrea pupil·lar. Castejón-Mochón i cols¹⁸ van analitzar les aberracions oculars d'una població jove i sana, i van trobar corroborar aquesta relació directa (**Taula 1**).

Diàmetre	
pupil·lar (mm)	RMS total (μ)
3	0,53
4	0,94
5	1,49
6	2,2
7	2,9

Taula 4. Relació entre diàmetre pupil·lar i RMS total¹²

Aquesta relació també es manté en les aberracions d'alt ordre. Però a mesura que el diàmetre pupil·lar augmenta, les aberracions d'alt ordre van adquirint més importància dins del total d'aberracions oculars (**Taula 2**).

	3 mm	5 mm	7 mm
RMS total (μ)	0,5255	1,4901	2,9240
2n ordre	97,3%	90,8%	86,2%
3r ordre	2,5%	6,4%	8,0%
4t ordre	0,2%	2,6%	3,9%
5è ordre	0%	0,2%	1,5%

Taula 5. Implicació percentual de les aberracions de diferents ordres en funció del diàmetre pupil·lar

El diàmetre pupil·lar és un dels paràmetres més influents en la importància de les aberracions d'alt ordre en un ull. Així, en un pacient jove i sa el RMS de les aberracions d'alt ordre per una pupil·la de 5 mm és de 0,25 μ de mitjana. Aquesta aberració representa un equivalent en error refractiu de 0,25 D. Per tant, en pacients joves i sans, la importància de les aberracions d'alt ordre per pupil·les mitjanes o petites és baixa. Tant és així, que per pupil·les petites i mitjanes, la representació del front d'ones a través dels polinomis fins al quart ordre és totalment representatiu de les aberracions totals³². D'aquesta manera, Bradley i cols³⁸ troben que, per una pupil·la de 6 mm, el 99% del RMS total està contingut en els quatre primers ordres de Zernicke.

Quan la pupil·la està dilatada, en condicions de baixa il·luminació, les aberracions d'alt ordre poden adquirir certa rellevància en la modificació de la qualitat visual.

D'altra banda, la funció de dispersió del punt o PSF també depèn clarament del diàmetre pupil·lar.

4. COL·LIRIS MIDRIÀTICS

Amb la dilatació farmacològica de la pupil·la es generen diferents fenòmens òptics. El primer és l'augment del diàmetre pupil·lar, que disminueix la difracció de la llum però augmenta les aberracions d'alt ordre al passar la llum per la perifèria de la còrnia.

La dilatació pupil·lar pot anar associada amb paràlisi del múscul ciliar o cicloplègia. La fenilefrina és un simpaticomimètic no cicloplègic d'acció midriàtica breu. Pel contrari, la tropicamida i el ciclopentolat són anticolinèrgics midriàtics de més llarga durada, amb efecte cicloplègic (poden reduir més d'1,5D l'acomodació). Actualment no hi ha cap estudi que demostrï la relació entre la cicloplègia i l'alteració de les aberracions d'alt ordre. Aquesta, però, es podria inferir a través de la relació demostrada anteriorment entre acomodació i aberracions.

Però amb la dilatació també es produeix un desplaçament del centre pupil·lar respecte del centre òptic. Aquest fenomen pot ser responsable, en part, de la modificació de les aberracions d'alt ordre durant la dilatació. La distància entre aquests dos centres és diferent en funció del fàrmac que s'empri per a la dilatació. L'estudi de Carkeet i cols³⁴ demostra que les variacions en les aberracions durant la dilatació amb fenilefrina i ciclopentolat estan més relacionades amb aquest efecte que no pas amb el grau de cicloplègia que generen.

Per disminuir l'efecte que genera la dependència de les aberracions d'alt ordre de la variació del centre pupil·lar amb la dilatació, s'ha proposat prendre com a referència per a les aberrometries no pas el centre pupil·lar sinó punts no variables en l'ull, com pot ser el limbus corneal³².

La tropicamida és un col·liri midriàtic de curta durada, que bloqueja els receptors colinèrgics de l'esfínter pupil·lar de l'iris. Alhora presenta efecte cicloplègic. Segons Katsanevaki i els seus col·laboradors del Vardinoyannion Eye Institute de la Universitat de Creta, Grècia, una sola gota de tropicamida no altera significativament les aberracions d'alt ordre en els pacients miops. Aquest grup demostra que l'efecte cicloplègic als 30 minuts de la instil·lació d'una sola gota de tropicamida és molt lleuger, menor a 0,5D, però genera una dilatació pupil·lar suficient com per mesurar totes les aberracions d'alt ordre³⁹.

Continua essent un tema controvertit i poc estudiat, però, quin és el millor fàrmac per a la dilatació pupil·lar per a la mesura de les aberracions d'alt ordre d'un ull. La fenilefrina dilata la pupil·la deixant l'ull en una situació refractiva d'enfoc d'un objecte llunyà, amb poca acomodació. Però no és un mètode adequat si el pacient acomoda excessivament. Els col·liris cicloplègics provoquen majors inconvenients pel pacient, però podrien controlar l'acomodació no intencionada.

5. ESTAT DE LA PEL·LÍCULA LACRIMAL

L'estat de la llàgrima afecta significativament la qualitat de l'anàlisi del front d'ones. Com més temps sense parpellejar més alteració de les aberracions oculars, tant totals com corneals. Alhora aquest increment de les aberracions és proporcional al diàmetre pupil·lar⁴⁰. Així doncs, és preceptiu fer parpellejar al pacient just abans de fer la mesura amb l'aberròmetre⁴¹, i fins i tot s'ha descrit l'aberròmetria com un mètode útil, en el futur, per avaluar la síndrome seca i l'estat de pel·lícula lacrimal.

3.2.8. REFRACCIÓ SEGONS EL FRONT D'ONES (wavefront refraction)

És la refracció exacta en cada punt de la còrnia, tenint en compte el conjunt d'elements òptics en tota la longitud de l'ull. A més del desenfoc i l'astigmatisme, per realitzar el càlcul de la refracció segons el front d'ones, té en compte les aberracions d'alt ordre. Per aquest motiu es considera molt més completa que la refracció convencional. La majoria d'aberròmetres actualment al mercat realitzen, en el mateix acte d'anàlisi de les aberracions oculars, un càlcul de la refracció esferocilíndrica de l'ull basant-se en les dades aberromètriques. Hi ha pocs estudis que analitzin la precisió d'aquestes mesures.

3.2.9. MÈTODES ACTUALS D'ANÀLISI DEL FRONT D'ONES

3.2.9.1. ABERROMETRIA REFLECTIVA DE SORTIDA

- Mètode Hartmann-Shack

És el més utilitzat, actualment, per avaluar les aberracions d'un ull. Sorgeix de la modificació de Shack i Platt de la pantalla de Hartmann, al substituir els seus forats per lents.

L'objectiu d'aquest mètode és mesurar la forma del front d'ones de la llum reflectida a l'ull. En un ull ideal, perfecte, aquest front d'ones seria una ona circular plana de diàmetre igual a la pupil·la per la que ha sortit. Si fos captat per una càmera convencional, tota aquesta llum refractada seria enfocada en una sola imatge del punt retinià. En un ull real, però, no és així.

Aquest mètode és una tècnica de doble pas, amb entrada i sortida de llum per la pupil·la. El feix emergent de l'ull passa a través d'un conjunt de 70-800 microlents. Aquesta matriu de microlents, semblant a l'ull d'un insecte, està conjugada òpticament amb la

pupila, ja que l'aberració del front d'ones varia a mesura que la llum es propaga, i per això cal analitzar el front d'ones just a la sortida de l'ull, en el pla pupilar. La matriu de microlents té com a objectiu "fracturar" aquest raig emergent en molts raigs individuals que generen moltes imatges del mateix punt retinià. El sensor detecta la distribució del front d'ones d'aquestes imatges, i una càmera CCD (Coupling Charge Device), al pla focal de les lents, ho enregistra.

La distribució del front d'ones és simètrica i regular si no existeixen aberracions, però irregular si el front d'ones és aberrat. El càlcul de l'aberració d'ona es realitza a partir de la imatge de cada punt, tenint en compte que el desplaçament lateral de la imatge de cada punt respecte del seu punt d'origen és directament proporcional a la derivada del front d'ones sobre cada microlent. Aquesta desviació és analitzada matemàticament a través de la Transformació de Fourier, per aconseguir els polinomis de Zernicke.

Els coeficients dels polinomis calculats poden ser convertits en una suma finita de funcions ortogonals. Llavors, en cas que utilitzem els polinomis de Zernicke, els tipus d'aberracions poden ser deduïts directament. El tipus d'aberració preponderant es determina en funció dels polinomis que més contribueixen a la deformació del front d'ones. L'anàlisi d'aquesta informació es correlaciona directament amb la qualitat òptica del l'ull, o de qualsevol sistema òptic⁴².

Actualment els aberròmetres basats en el mètode de Hartmann-Shack no són capaços de mesurar directament la variació de fase. Així doncs, la fase, que representaria la informació completa del front d'ones, ha de ser transformada en una altra tipus d'informació per ser detectada.

Les aplicacions actuals del sensor de Hartmann-Shack inclouen l'Oftalmologia, l'Astronomia, l'Òptica Adaptativa, anàlisi d'òptiques comercials entre d'altres.

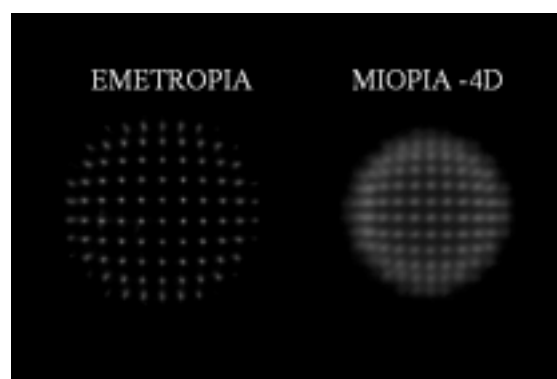


Figura 38. Matriu de punts del sensor de Hartmann-Shack al realitzar una aberrometria en un ull emètrop i un ull amb miopia de -4,00D

3.2.9.2. ABERROMETRIA D'IMATGE RETINIANA

1. Mètode Tscherning

El 1894, Tscherning va descriure el primer aberroscopi, que seria la base d'aquest mètode. No va ser fins als anys 70 del segle XX, que Howland i Howland van recuperar les seves teories i utilitzaren l'aberròscopi de cilindre creuat.

Va ser l'alemany Theo Seiler, però, qui va dissenyar el mètode actual, que consisteix en dues vies òptiques: entrada i sortida. L'òptica d'entrada està integrada per un làser Nd-IAG de 532 nm de longitud d'ona que travessa una lent d'aberròscopi i una màscara amb patró de forats que genera 168 raigs de llum secundaris. El diàmetre de cada forat a la còrnia és de 10 mm, i el de la imatge retiniana es pot mantenir constant a través de varies lents d'aberròscopi. El nombre de punts projectats a la retina depèn del diàmetre pupil·lar i del disseny de la màscara. El làser il·lumina durant 40 mseg a una potència molt inferior a la lesiva per la retina.

L'òptica de sortida es basa en els principis de l'oftalmoscopia indirecta. El diàmetre pupil·lar es manté constant a 1 mm i, per tant, es pot considerar l'òptica de sortida únicament limitada per la difracció. La imatge de la retina és enregistrada per una càmera CCD molt sensible, connectada a un ordinador personal. Analitzant les imatges retinianes es poden calcular les aberracions òptiques. Es compara la localització de cada punt real amb la del punt ideal, i es reconstrueix matemàticament l'aberració del front d'ones a través de l'anàlisi de la desviació.

És molt important, com en d'altres mètodes d'anàlisi del front d'ones, el correcte centrament de l'ull del pacient. L'aberròmetre basat en el mètode de Tscherning té un sistema d'infraroigs connectats a una càmera CCD per valorar acuradament l'alineament de l'ull.

2. Aberrometria de traçat de raigs retinians

Desenvolupada per l'Institut d'Enginyeria Biomèdica de Kiev, Ucraïna, i provada per primera vegada a l'Institut Ocular Vardinoyannion de Creta, Grècia.

Consisteix en l'emissió ràpida d'una seqüència de raigs de llum individuals i paral·lels, cap a l'ull. Aquests raigs tenen una longitud d'ona de 650 nm i són generats per un làser diode de 10 mW.

El detector sensitiu de posició localitza el punt a la retina, i en mesura la declinació transversa després de ser magnificada. S'obté informació d'aquesta declinació per a cada punt d'entrada del raig a l'ull, podent-se així calcular les aberracions del front

d'ona. De la informació que se'n deriva de l'anàlisi de la localització dels punts se n'extreu la descripció de la funció de l'aberració d'ona, després de l'aplicació dels polinomis de Zernicke.

A diferència del sistema Hartmann-Shack aquest mètode realitza un anàlisi punt a punt, evitant-se, teòricament, la superposició errònia d'informació dels diferents punts al ser analitzats en el mateix moment. A més, aquesta característica d'anàlisi punt a punt permet que el sistema pugui ajustar-se per ser enfocat en àrees irregulars, i avaluar àrees concretes de l'obertura de l'ull.

Una mesura de l'obertura total de l'ull pot trigar uns 10-20 msec, en funció del nombre de punts analitzats i del nombre de mesures independents per a cada punt. L'investigador o clínic que empri aquest aberròmetre té l'opció d'escollir entre 60 i 400 punts de mesura i entre 1 i 5 repeticions d'avaluació. La mitjana són 64 punts mesurats 5 vegades cadascun.

A més de l'anàlisi de tot l'espectre d'aberracions oculars, aquest mètode permet generar el mapa de refracció a través de la distribució de diferències amb la teòrica emetropia, del que se'n deriva la funció de dispersió del punt o PSF.

3.2.9.3. ABERROMETRIA ENTRANT AJUSTABLE SUBJECTIVAMENT

1. **Refractòmetre Espacialment Resolt** (Spatially Resolved Refractometer)

Basat en els estudis d'Smirnov dels anys 60 i desenvolupat per Webb i Burns a la Universitat d'Emory, Atlanta als EUA.

Aquest mètode mesura la desviació dels raigs de llum que penetren l'ull per 35 localitzacions diferents. Consisteix en un oscil·loscopi que emet raigs lluminosos que passen per una roda amb forats d'1 mm, conjugada amb la pupil·la²⁸. Girant aquesta roda en diferents graus preseleccionats, s'analitzen àrees pupil·lars de mil·límetre en mil·límetre. Si l'ull no tingués aberracions, tots els raigs de llum s'enfocarien en un sol punt de la retina. El punt emissor de llum de l'oscil·loscopi es pot moure mitjançant un comandament o joystick variant, així, la localització de la imatge a la retina. El pacient ha de moure'l fins que quedi alineat amb una marca de referència, una creu, fent així que la llum arribi nítida a la màcula. D'aquesta manera es neutralitza l'aberració per aquella posició en la pupil·la.

L'angle requerit per anul·lar l'aberració en cadascuna de les posicions de la pupil·la representa el pendent del front d'ones en aquella localització. Utilitzant després

l'expansió de Zernicke per avaluar els pendents s'obté la funció d'aberració del front d'ones.

És un mètode senzill, realitzable en 4 minuts, que ha estat aplicat, fins i tot, en Pediatria a la New England College of Optometry. Al ser un procediment subjectiu, i per tant exclusivament d'un sol pas, es pot correlacionar millor amb la refracció subjectiva d'alt ordre que els mètodes únicament objectius. En contrapartida precisa cooperació del pacient i implica major temps de realització.

Actualment és un mètode diagnòstic exclusivament, no aplicat a l'ablació corneal personalitzada amb làser.

3.2.9.4. ABERROMETRIA DE DOBLE PAS

Descrita per Flament al 1955, i desenvolupada, en part, per Artal³¹. Es basa en l'emissió de llum i la reflexió d'aquesta per la retina, amb doble pas pels medis oculars. Permet el càlcul de la funció de modulació o MTF.

Ha permès desenvolupar moltes solucions tècniques que han estat emprades per altres mètodes de mesura de la qualitat ocular. Així, el mètode de Hartmann-Shack en va extreure la idea d'emprar un raig làser molt fi, que generés un punt imatge retinià només limitat per la difracció³¹. Segons Artal, aquesta tècnica és superior a la clàssica de Hartmann-Shack en l'avaluació d'ulls amb aberracions d'alt ordre.

1. Esquiascòpia de fenedura

Aquest mètode es basa en tècniques retinoscòpiques. Es fa un rastreig del front d'ones per múltiples meridians per analitzar l'àrea completa de l'entrada a la pupila. L'únic sistema que utilitza aquest mètode és l'aberròmetre de Nidek Corporation.

3.2.10. ANALITZADORS DE FRONT D'ONES EN EL MERCAT

1. **Autonomous Technologies Custom Cornea** – Ladarvision System (Alcon, Forth Worth, Texas – EUA). Utilitza el mètode de Hartmann-Shack.

2. **Analitzador Dresden de front d'ones** (Technomed GmbH, Baesweiler, Alemanya). Dissenyat per Theo Seiler i col·laboradors, utilitza el mètode d'aberroscopi de Tschernig. Empra un làser Nd-IAG de doble freqüència (532 nm), que genera 128 raigs equidistants i paral·lels emesos a través de la còrnia. El sistema enfoca els raigs a la

retina i una càmera CCD de baixa il·luminació, a través d'oftalmoscopia indirecta, mesura la desviació dels punts tal i com apareixen a la retina.

Basat en aquest analitzador ha aparegut l'**Allegro Analyzer** (Wavelight Laser Technologie AG. Erlangen, Alemanya), emprat per l'anàlisi de les aberracions pel làser Allegretto Wave de la mateixa casa comercial.

3. **Analitzador Ork** (Schwind Eye-Tech-Solutions GmbH. Kleinostheim, Alemanya). Basat en el mètode de Hartmann-Shack, és aplicat al làser excimer ESIRIS.

4. **Sistema CLAS™-2D** (Wavefront Sciences Inc. Albuquerque, New Mexico – EUA). Segons el mètode de Hartmann-Shack.

5. **Analitzador electroòptic de traçat de raigs** – Tracey Visual Function Analyzer (Tracey Technologies. Houston, Texas - EUA). Utilitza el mètode de traçat de raig.

6. **Sistema WaveScan d'anàlisi del front d'ones** (Visx Inc. Santa Clara, Califòrnia - EUA). Amb el mètode Hartmann-Shack.

7. **Spatially Resolved Refractometer** (Emory Vision Correction Center. Atlanta, Georgia – EUA). Confereix un valor subjectiu important a la mesura de les aberracions, al requerir de l'acció del pacient.

8. **Aberròmetre Astramax** (LaserSight Inc. Winter Park, Florida - EUA)

9. **Analitzador ARK 10000** (Nidek Co. Gamagori, Aichi - Japó)

10. **Wavefront aberration-supported corneal ablation-WASCA** (Asclepion, Carl Zeiss Meditec AG). Amb el mètode Hartmann-Shack.

11. **Analitzador de front d'ones KR-9000PW** (TopCon Corporation. Tokyo - Japó). Utilitza el mètode d'anàlisi de Hartmann-Shack.

12. **Aberròmetre ZyWave** (Technolas GmbH Ophthalmologische Systeme – Feldkirchen, Alemanya. Per Bausch&Lomb).

Aquest és un dispositiu no invasiu i sense contacte d'anàlisi del front d'ones ocular, que utilitza el mètode de Hartmann-Shack.

Empra un làser diode infraroig (785 nm), de 100 mseg de durada, amb un diàmetre de 15μ a l'enfoc i una potència a la còrnia menor a $35\mu\text{W}$, que mesura entre 70 i 75 localitzacions a través de la pupil·la en menys de 5 minuts.

Aquest sistema té una escala de medició per ulls amb un error refractiu esfèric entre +6,00D i -12,00D, amb un defecte astigmàtic entre 0,00D i -5,00D, i un rang de diàmetre pupil·lar entre 2,5 i 8,5 mm. Alhora compta amb un sistema de colimació ajustable que compensa la part esfèrica de la imatge.



Figura 39. Aberromètre Zywave II (Bausch&Lomb) a la dreta de la imatge, amb topògraf Orbscan a l'esquerre i unitat central de computació de dades, al mig d'ambdós

L'emissió làser infraroig és reflectida per l'ull, i passa a través del conjunt de microlents, generant una imatge que és captada per una càmera. La llum provinent d'un sol punt en la retina, es divideix en molts raigs individuals que produeixen múltiples imatges.

Mesurant el desplaçament de cada punt de l'eix de la seva corresponent microlent es dedueix el pendent del front d'ones aberrat. Aquests fronts d'ones són derivats en polinomis de Zernicke. Les mesures inclouen els polinomis fins a 5è ordre (20 coeficients de Zernicke). Abans de la mesura final l'aberròmetre realitza una correcció aproximada per l'error refractiu esfèric, deixant l'objectiu de fixació en un desenfoc lleugerament positiu, en un intent de relaxar l'acomodació.

Permet calcular el Predicted Phoropter Refraction (PPR) o Refracció Prevista pel Foròpter, que representa la refracció expressada en esferocilíndric però que té en

compte totes les aberracions mesurades, ja que trasllada el conjunt de totes les aberracions mesurades dins de l'esfera i el cilindre. Es calcula per una distància del vèrtex de 15 mm. En comparació a la refracció subjectiva, en ulls amb la pupil·la dilatada, la tendència és al biaix miòpic, o sigui, esferes més negatives del que en realitat són⁴³. Una explicació podria ser l'acomodació excessiva per la proximitat de l'instrument, tot i el sistema d'emboirament o autofogging amb una esfera positiva. Aquest problema és similar als autorefractòmetres. Una altra possible explicació és la major miopia que presenta la perifèria de la còrnia en relació al centre, que es posa de manifest quan la pupil·la es dilata (veure Introducció capítol 3.2.4.1. Aberracions Monocromàtiques). Aquestes diferències es minimitzen quan es normalitzen els resultats per una pupil·la de 3,5 mm.

Requereix dilatació pupil·lar per obtenir una zona òptica de 6 mm o més i per evitar l'acomodació.

Aquest model d'aberròmetre de Bausch&Lomb té la possibilitat de visualitzar la magnitud de tots els coeficients de Zernicke de 2n a 5è ordre en comparació a uns coeficients normals, extrets d'una població normal escollida a l'atzar d'uns 200 candidats a cirurgia.

També permet emmagatzemar diferents exploracions i comparar-les visualment amb fronts d'ones del mateix pacient però analitzats en d'altres moments, avaluant l'evolució de les aberracions en el temps.

De cada examen aberromètric, el programa del Zywave II ens indica:

- diàmetre pupil·lar
 - PPR (Predicted Phoropter Refraction) tant per la pupil·la real com per una suposada pupil·la de 3,5 mm
 - RMS per una pupil·la de 6 mm *
 - RMS de les aberracions d'alt ordre per una pupil·la de 6 mm *
 - RMS de les aberracions d'alt ordre per una pupil·la de 6 mm sense el coeficient Z400 (aberració esfèrica) *
- * aquests últims tres només els mostra si la pupil·la és major a 6 mm.

És molt important a l'hora de realitzar l'aberrometria tenir en compte:

- alineació perfecta de l'ull del pacient a l'aberròmetre.
- control de l'estat de l'acomodació.
- estabilitat de la pel·lícula lacrimal: pot ser important controlar el temps entre l'últim parpelleig i l'aberrometria.

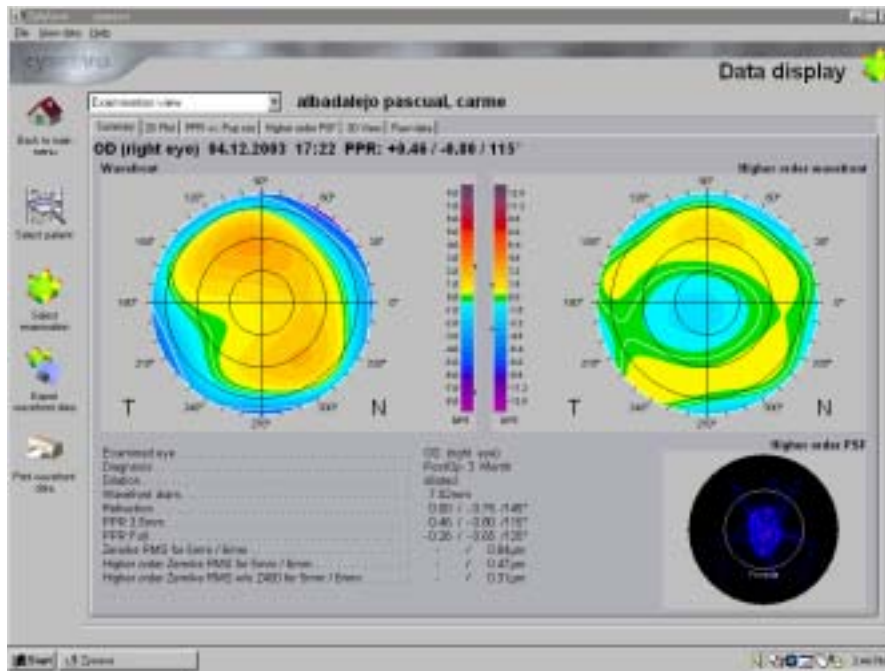


Figura 40. Imatge del programa Zywave, on l'investigador ha d'introduir les dades del pacient, i pot observar els resultats de l'examen aberromètric i els mapes del front d'ones (total i d'alt ordre), així com el PSF de les aberracions d'alt ordre.

Un paràmetre molt important a tenir en compte en els dispositius d'avaluació de front d'ones és la seva **repetibilitat test-retest**. En el cas que es demostrés que un aberròmetre no tingués una alta repetibilitat, això representaria una gran limitació per a la correcció de les aberracions d'alt ordre basada en aquell dispositiu. Hi ha pocs estudis sobre la repetibilitat del Zywave. Carkeet i cols³⁴ conclouen que la repetibilitat de la mesura del front d'ones no es pot correlacionar correctament amb la desviació estàndard intrapacient del RMS total. Un indicador d'aquest paràmetre molt més eficaç és la repetibilitat de l'RMS, definida com la diferència entre l'RMS de la primera i la segona mesura d'un front d'ones. Segons Hament i cols⁴³, l'aberròmetre Zywave presenta un bon coeficient de repetibilitat, com a mínim, de les aberracions de baix ordre.

3.2.11. CORRECCIÓ DE LES ABERRACIONS OCULARS

A partir del concepte d'ull aberrat, sorgeix la idea d'un ull lliure de totes aberracions, perfecte òpticament parlant. Seria possible un ull amb visió súpernormal al generar imatges perfectes?.

Actualment es poden generar imatges ideals, sense aberracions, en un sistema òptic interposant un sistema corrector de les aberracions entre aquest i l'objecte. A nivell d'investigació de laboratori s'han desenvolupat uns prototipus de correcció que són miralls deformables o moduladors espacials de la llum de cristall líquid. Per la correcció de les aberracions oculars s'han desenvolupat unes ulleres opto-electròniques d'Òptica Adaptativa, però que són molt costoses i estan disponibles en molt pocs laboratoris.

A nivell pràctic, les primeres aplicacions en Oftalmologia de la correcció de les aberracions d'alt ordre oculars són:

1. LASIK guiat per front d'ones: hi ha un conjunt de noves plataformes d'ablació corneal personalitzada, basades en el mapa aberromètric individualitzat per a cada pacient. Aquests nous dispositius van sorgir de la necessitat de minimitzar la inducció d'aberracions d'alt ordre per la cirurgia LASIK convencional, i del desenvolupament de les teories d'Òptica Adaptativa⁸⁷.

2. Lents de contacte: tot i que amb evidents límits pràctics, existeixen lents de contacte que corregeixen pràcticament qualsevol perfil d'aberració ocular.

3. Lents intraoculars: actualment encara no existeixen lents intraoculars personalitzades que millorin tot el perfil aberromètric d'un ull. Pel moment existeix una lent al mercat per la cirurgia de la cataracta, la Tecnis Z9000 (Pfizer Inc.), que intenta minimitzar l'aberració esfèrica de l'ull. Imitant l'estructura del cristal·lí jove, aquesta és una lent esfèrica, amb una superfície anterior prolata amb la intenció de neutralitzar l'aberració esfèrica positiva de la còrnia. D'aquesta manera s'aconsegueix millorar la qualitat visual, mesurada a través de la sensibilitat al contrast, en els pacients operats de cataractes en comparació a d'altres tipus de lents intraoculars⁴⁵. De manera ideal caldria pensar en una lent personalitzada que corregís totes les aberracions de l'ull.

Encara no hi ha lents fàquiques que millorin, específicament, les aberracions oculars. La modulació de les aberracions oculars per part de les lents fàquiques és un tema molt poc estudiat. Els ulls amb implantació de lents fàquiques són una situació diferent dels ulls operats de cataractes, ja que solen ser pacients més joves, en els que es manté el cristal·lí. Cal pensar en el desenvolupament de noves lents fàquiques en el futur que tinguin en compte totes les característiques d'aquests pacients, i que d'una manera personalitzada milloressin el perfil aberromètric de cada ull⁴⁶.

3.3. SENSIBILITAT AL CONTRAST

3.3.1. VISIÓ FUNCIONAL I SENSIBILITAT AL CONTRAST

La visió es mesura, generalment, amb proves d'AV, que determinen el detall més petit que pot ser vist, utilitzant lletres negres sobre un fons blanc. Però els objectes del dia a dia tenen diferents colors, diferents nivells de contrast i mides variades. A més, aquests objectes són vistos en males condicions visuals, com és durant la nit, amb l'enlluernament del sol, en la boira o bé sota la pluja.

Per tant, com de bé realment hi veiem?. Hi ha persones que tenen una AV del 100% (20/20) però tanmateix tenen problemes amb la visió sota determinades condicions. D'altres, poden llegir molt bé el diari o un llibre però continuen amb problemes de visió borrosa pel carrer. Tots aquests problemes estan relacionats amb la sensibilitat al contrast que aquests pacients tenen.

Es pot definir, d'aquesta manera, el concepte de **visió funcional**, que és la interacció entre l'entorn i la manera en la que es processa la informació visual. És la visió del dia a dia. La visió funcional reflecteix la nostra visió en les situacions del món real, on hi ha objectes amb alt contrast i d'altres amb baix. Pacients amb baixa sensibilitat al contrast poden llegir i veure imatges amb alt contrast (per exemple, les lletres d'un diari, un cartell al carrer), però tenir moltes dificultats per veure objectes quotidians que no tenen aquest alt contrast (per exemple, les persones en un carrer molt il·luminat).

Els clàssics optotipus mesuren només una part d'aquesta visió funcional, la visió d'objectes de petita mida i alt contrast, diferents, però, de la majoria d'objectes de la vida quotidiana, que soler ser grans i de baix contrast (cares, senyals de trànsit...).

El principal paràmetre d'avaluació de la visió funcional és la **sensibilitat al contrast**, que és la capacitat del sistema visual de diferenciar un objecte del seu entorn, és a dir, del fons sobre el que està. És una mesura indirecta de la qualitat i la quantitat de visió.

3.3.2. CONTRAST I FREQUÈNCIA ESPACIAL

La sensibilitat al contrast és una funció de la mida o freqüència espacial de les característiques de la imatge, i es defineix a través de dos paràmetres: contrast i freqüència espacial.

El contrast es defineix com la diferència entre la brillantor i la foscor dels objectes que formen una imatge. Matemàticament es pot expressar com:

$$C = L_{\max} - L_{\min} / L_{\max} + L_{\min}$$

L = lluminància

C = contrast

La C és la modulació o contrast de Rayleigh o Michelson, que pot tenir valors entre 0 i 1.

Exemples clars de contrast són un cotxe negre sobre la neu (alt contrast), o bé un cotxe blanc sobre la neu (baix contrast).

S'ha determinat experimentalment que la diferència mínimament discernible a l'escala de grisos que l'ull pot detectar és del 2% de la brillantor.

La freqüència espacial és una mesura de la mida de l'objecte. Com més gran sigui la freqüència més petita la mida de l'objecte. Aquest paràmetre s'expressa en termes de cicles per grau d'angle visual, és a dir, el nombre de patrons de barres que l'ull és capaç de distingir en un angle de visió d'un grau.

Es pot establir un paral·lelisme entre la funció de sensibilitat al contrast i la funció audiomètrica, on la freqüència espacial correspondria la freqüència del so en Herz (Hz), i el contrast amb la intensitat del so, en decibels (dB).

Els objectes de la vida quotidiana tenen mides variades, i per tant, diferents freqüències espacials. Els mètodes habituals de mesura de la visió, com són els optotipus d'Snellen, només avaluen unes freqüències molt limitades. Utilitzen lletres que són objectes d'alt contrast i alta freqüència exclusivament. Tot i això, aquesta freqüència no és la mateixa per totes les lletres de l'optotipus. D'aquesta manera, la lletra E necessita com a mínim dues vegades el nombre de freqüències espacials de la lletra L per a la seva identificació com a lletra. Per això que algunes lletres d'una mateixa fila de l'optotipus, tot i tenir la mateixa mida i gruix, són més difícils que d'altres.

3.3.3. TEORIA DELS CANALS DE VISIÓ

Les diverses cèl·lules sensorials retinianes filtren diferents aspectes de la visió. Així, característiques com són color, mida, forma, contrast i moviment dels objectes, són recollides per canals visuals específics i transmeses individualment al cervell, per ser-hi processades i s'hi formi una imatge completa i es produeixi la percepció visual.

Cada canal filtra un rang limitat d'informació. Així per exemple, la percepció del color utilitza tres tipus diferents de cons que filtren el vermell, el verd i el blau. El sistema

retina/cervell utilitza aquest filtratge per crear tot el conjunt de colors de la imatge. De la mateixa manera, la informació sobre el contrast de la imatge també és enviada al cervell per diferents canals, segons la freqüència espacial. I així com els filtres pel vermell no transmeten informació sobre el verd o el blau, el filtre per imatges petites no passa informació sobre imatges grans. Per exemple, els canals de “mida gran” només filtren la forma general d’una cara, però no en donen detalls, ja que aquesta informació està filtrada pels canals de “mida petita”.

Cada canal alimenta la memòria visual i alhora aquesta pot ser l’encarregada, en determinats moments, de proporcionar la informació restant quan la imatge no és clara (per exemple una imatge borrosa per l’existència de boira, pluja, fum, pols...). En aquestes circumstàncies, només la transmissió de dades pel canal de menor resolució és possible, tot i que el sistema de memòria omple els detalls no vistos en realitat.

La nostra percepció visual és la superimposició de tots aquests canals.

Aquest és el problema bàsic de l’avaluació de la funció visual mitjançant els optotipus d’AV, ja que només avaluen un dels canals de recollida d’informació visual. Representa una mesura limitada i específica: els canals de “mida petita”, que determinen l’habilitat de veure les lletres dels optotipus. Aquests canals, però, són diferents dels que ens ajuden a veure objectes en la nostra vida quotidiana.

Fent un símil entre la imatge visual generada per l’ull i la pantalla d’un ordinador, es podria dir que com més fi sigui el sistema de píxels o unitats de resolució, de millor qualitat serà la imatge, perquè s’ha construït amb major informació, i alhora és percebuda de manera més detallada pel cervell.

3.3.4. RETICLES SINUSOÏDALS

Als anys 60, Campbell va observar que per descriure les propietats d’un sistema visual o òptic complex, és necessari escollir un estímul adequat. Aquest estímul ha de ser simple però alhora amb la capacitat, quan s’uneixi amb d’altres estímuls iguals, de definir estructures complexes. Els **sinusoides** en són un bon exemple.

Les tècniques basades en la teoria sinusoidal han estat implementades en l’enginyeria des de fa temps, per valorar lents òptiques, amplificadors, altaveus i micròfons. En essència, aquesta tècnica es basa en mesurar la resposta d’un sistema (ull, lent, altaveu) a ones sinusoidals de diferents freqüències. Aquesta resposta genera una funció de modulació o MTF (Modulation Transfer Function). La importància d’aquesta funció

radica en que es poden generar ones complexes a través de la suma d'ones sinusoïdals conegudes de diferents amplituds, freqüències i fases.

Els patrons sinusoïdals són importants sobretot en investigació visual, sobretot perquè permeten descomposar qualsevol patró visual, per complex que sigui, en els seus elements primordials de diferent freqüència, mitjançant l'anàlisi matemàtic de Fourier, prenent la resposta del sistema a gairebé qualsevol estímul.

De la mateixa manera que el so pot ser disseccionat en tons purs, els objectes poden ser fragmentats en varis patrons més simples o **sinusoides**, una de les dianes més sensibles per avaluar la visió. Alhora, els reticles sinusoïdals són entre 3 i 5 vegades més sensibles que l'examen amb lletres de la visió.

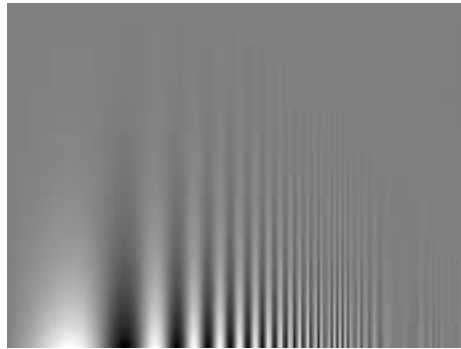


Figura 41. Reticle sinusoïdal.

Les lletres dels optotipus d'Snellen són barres fosques contra un fons blanc. Es pot descriure el contorn de cada lletra com un patró de reticle o reixeta quadrada amb una determinada freqüència espacial (per exemple, la lletra que correspon a la visió 20/20 té una freqüència espacial de 30 cicles/grau). Des del punt de vista òptic, però, poques imatges reals poden ser definides completament com patrons d'ones quadrades perfectes amb vores definides i clares (**Figura 42**).

Pel contrari, el reticle sinusoïdal o reixeta de patró sinusoïdal té un perfil de lluminància amb transformació gradual de l'àrea clara a fosca.

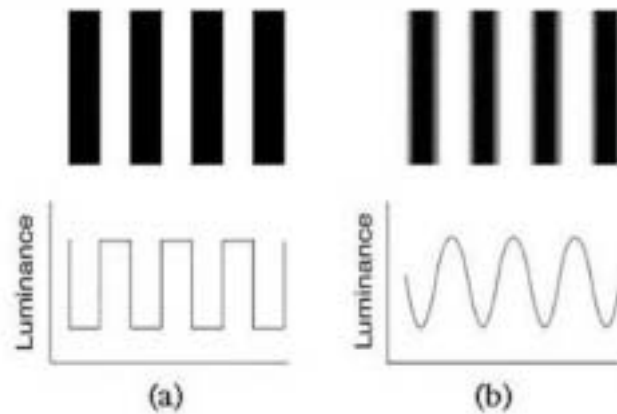


Figura 42. Patró d'ones quadrades (a) i patró d'ones sinusoidals (b).

Un reticle sinusoidal pot ésser definit per 4 paràmetres:

1. **Freqüència espacial** (cicles/grau): fa referència al nombre de barres blanques i negres en un grau de freqüència angular. Així, un cicle es defineix com la combinació d'una barra negra i d'una barra blanca (**Figura 43**)
2. **Contrast** (Contrast de Michelson)
3. **Fase** (posició en l'espai)
4. **Orientació**

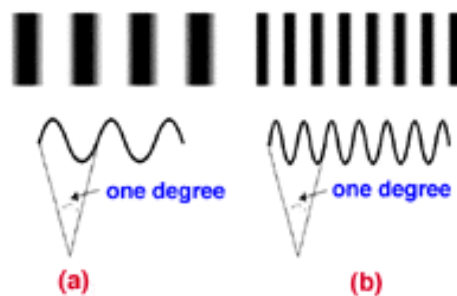


Figura 43. Esquema de dos reticles sinusoidals amb diferents freqüències espacials: a) 2 cicles per grau de visió, b) 3 cicles per grau de visió.

Els sinusoides apareixen dins d'un cercle, com barres grises borroses orientades en vertical o bé inclinades a la dreta o a l'esquerra. La inclinació de les barres és de +/- 15°. Les cèl·lules del còrtex visual són sensibles a un rang d'orientació de 30°, o sigui, 15° per cada cantó d'un angle en particular. Per tant, si les barres en cada fila variessin

més de $\pm 15^\circ$ estarien avaluant cèl·lules diferents en el sistema visual, i disminuint així la precisió de l'examen (**Figura 44**).

Cada fila o grup de cercles horitzontals examina a una determinada freqüència espacial (cicles per grau), que serveix per avaluar la sensibilitat del pacient a la mida determinada d'un objecte. Les freqüències baixes mesuren la sensibilitat a objectes molt grans, mentre que les altes freqüències mesuren la sensibilitat a objectes petits. Cada freqüència és avaluada en diferents nivells de contrast, començant per alt contrast que va disminuint progressivament amb cada cercle.

L'examen de la sensibilitat al contrast basat en reticles sinusoïdals consisteix en que el pacient ha de dir quin és l'últim cercle de contrast més baix capaç de saber-ne l'orientació per a cadascuna de les freqüències.



Figura 44. Taula de sensibilitat al contrast FACT.

A més la utilització dels reticles sinusoïdals presenta una sèrie d'avantatges:

- el desenfoc òptic no varia la forma o aparença del patró de la reixeta, únicament la percepció subjectiva del pacient sobre la quantitat de contrast. Per això només s'altera un sol atribut o característica de l'estímul.
- té una propietat òptica única: genera imatges retinianes amb la mateixa freqüència espacial i orientació que l'objecte (reticle sinusoïdal).
- la sensibilitat la contrast dona una mitjana de la caracterització de la resposta total a una sèrie d'estímuls força complexes que formen l'ambient visual diari.

3.3.5. FUNCIO DE SENSIBILITAT AL CONTRAST

La funció de sensibilitat al contrast es descriu al detectar el llindar de contrast per a cada freqüència espacial. Un sistema òptic normal té major sensibilitat al contrast per baixes freqüències (4-5 cicles/grau). La sensibilitat al contrast disminueix de manera progressiva amb l'augment de la freqüència espacial, ja que la difracció i les aberracions òptiques emmascaren els detalls més fins de la imatge.

La forma de la funció de sensibilitat al contrast té la forma d'una U invertida, i ens dona bona idea de la qualitat de la imatge (**Figura 45**).

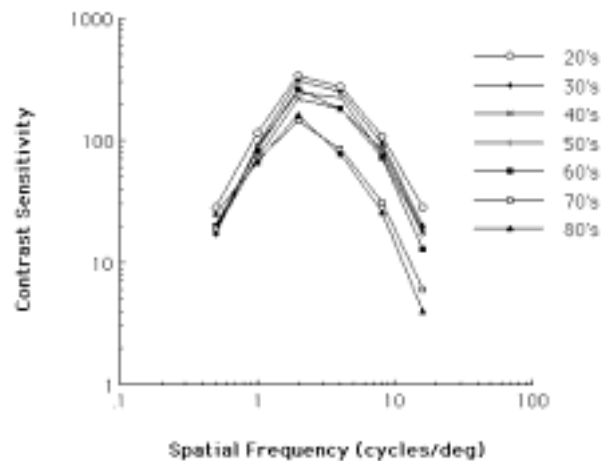


Figura 45. Corba de la funció de sensibilitat al contrast

Això reflecteix la resposta del sistema visual humà basada en la freqüència i el contrast. La forma d'U invertida, a més, implica la resposta independent de freqüència de cadascun dels canals que constitueixen la visió.

La mesura de la sensibilitat al contrast determina el nivell de contrast més baix que pot ser detectat pel pacient per una mida determinada d'estímul. És diferent a la determinació de l'AV perquè aquesta només mesura una variable, **mida**, que apareix amb un contrast constant: negre sobre blanc, i alt (entre 98 i 100%). En canvi la sensibilitat al contrast és una mesura de les variables **mida i contrast**.

Hi ha un gran nombre de factors que poden alterar la mesura de la funció de sensibilitat al contrast:

- adaptació lluminosa de l'entorn
- mida de l'estímul
- excentricitat retiniana
- mida de la pupil·la
- característiques temporals del sistema òptic
- orientació de l'estímul
- factors òptics:
 - desenfoc
 - borrositat diòptrica
 - borrositat difusa
 - astigmatisme

La corba de la funció de sensibilitat al contrast es deprimeix amb l'edat. En primera instància ho fa únicament en les altes freqüències, essent esperables petites pèrdues en aquestes freqüències en pacients ancians, però progressivament s'afecten totes les freqüències. Alhora, també són esperables mínimes pèrdues per fluctuació diària, amb disminució d'un nivell de contrast per nivell de freqüència.

A més de l'edat, hi ha moltes situacions, algunes d'elles patològiques, que comporten alteració d'aquesta funció de la sensibilitat al contrast. Alhora, alguna d'aquestes condicions s'associa específicament amb disminució de certes freqüències en concret. Així doncs, els problemes refractius generen un descens en els valors de sensibilitat al contrast a altes freqüències. Pel contrari, caldrà sospitar patologia, oftalmològica o no (veure Discussió capítol Utilitat de la mesura de la sensibilitat al contrast) quan s'afecten principalment les freqüències mitjanes i/o baixes, amb relativa preservació de les altes freqüències.

La funció de sensibilitat al contrast s'ha de comparar amb valors teòricament normals, d'altres pacients, però també se n'ha de fer una avaluació al llarg del temps, mitjançant exàmens successius del mateix pacient.

3.5.1. Efecte de la dispersió de la llum sobre la funció de sensibilitat al contrast

La dispersió de la llum (veure Introducció capítol [3.2. Qualitat Òptica de l'ull](#)) genera pèrdues de contrast de les imatges retinianes que alhora es tradueix en una reducció de sensibilitat al contrast. El tipus de dispersió lluminosa condiona una afectació específica de les freqüències espacials. D'aquesta manera, s'afecten més les freqüències altes quan la dispersió és generada per partícules grans, i totes les freqüències en general quan es tracta de la dispersió lluminosa de Rayleigh o per partícules petites.

Els efectes de la dispersió de la llum es fan molt més evidents quan existeixen grans diferències de lluminositat entre diferents parts del camp visual en un moment determinat, per exemple quan el sol s'està ponent o conduint de nit amb llums de cotxes de cara. Aquest fenomen s'anomena enlluernament (glare) i provoca que la llum del punt lluminós es dispersi pels elements de l'ull i provoca un velament lluminós de la retina, reduint el contrast de les imatges a la retina. Els pacients amb enlluernament, però, poden tenir una molt bona agudesesa visual a la consulta.

Per simular aquest efecte real d'enlluernament es pot realitzar l'examen de la sensibilitat al contrast amb efecte enlluernament.

3.3.6. QUALITAT VISUAL I SENSIBILITAT AL CONTRAST

La descripció de la pèrdua de contrast de la imatge retiniana formada per l'ull a partir del reticle sinusoidal o objecte és una mesura indirecta de la qualitat òptica de l'ull. D'aquesta manera, l'avaluació de la sensibilitat al contrast es defineix com un bon indicador de la qualitat visual. Hi ha diferents paràmetres que ens permeten quantificar la qualitat visual, basats en la sensibilitat al contrast¹⁷:

- **Funció de Transferència de la Modulació (MTF)**: la pèrdua de contrast de la imatge retiniana formada per l'ull a partir del reticle sinusoidal o objecte expressa molt bé l'efecte de borrositat generat per les imperfeccions òptiques. La MTF es defineix com la variació d'aquesta pèrdua de contrast entre objecte i imatge en funció de la freqüència espacial i l'orientació del reticle (**Figura 46**). També es pot definir la MTF com la mesura de la capacitat del sistema òptic de transferir contrast de l'objecte al pla de la imatge a una resolució específica. En la pràctica, representa el mètode per descriure la sensibilitat al contrast d'un sistema òptic, essent la modulació la relació entre el contrast de la imatge i el contrast de l'objecte. Idealment, la modulació ha de ser del 100%. En la seva

representació gràfica, en l'eix y es descriu la modulació i en l'eix x la freqüència espacial, mesurada en línies parelles per mil·límetre. A mesura que la freqüència augmenta, la modulació disminueix.

També s'utilitza en enginyeria òptica, per avaluar el rendiment d'una lent, sobretot en enginyeria òptica.

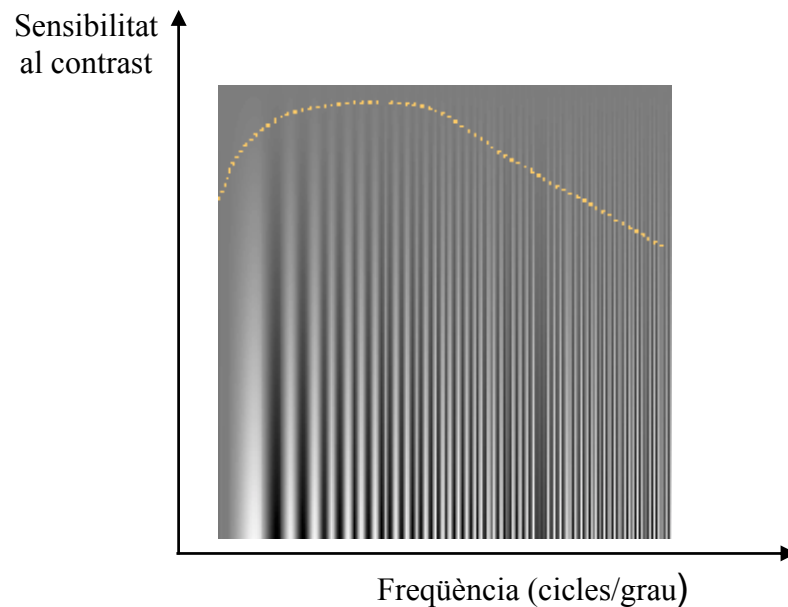


Figura 46. Gràfica de la Funció de Transferència de la Modulació (MTF), en funció de la freqüència espacial i el nivell de sensibilitat al contrast.

- **Funció de Transferència de la Fase (PTF):** la diferència entre la fase espacial de la imatge i la de l'objecte expressa el desplaçament prismàtic induït per les imperfeccions òptiques. La PTF es defineix com la mesura d'aquesta variació en funció de la freqüència espacial i l'orientació del reticle sinusoidal.

- **Funció de Transferència Òptica (OTF):** és la funció que combina la MTF i la PTF en un sistema òptic.

Alhora es pot vincular matemàticament la MTF i la OTF amb la Funció de Dispersió del Punt (PSF) i tot el conjunt d'aberracions òptiques. D'aquesta manera, utilitzant aquestes caracteritzacions de la qualitat del sistema òptic ocular (MTF, PTF i OTF) es pot generar una imatge retiniana esperable de qualsevol objecte visual.

3.3.7. MÈTODES DE MESURA DE LA SENSIBILITAT AL CONTRAST

3.3.7.1. Reixetes de patrons sinusoïdals (reticles sinusoïdals)

La lluminància de contrast del reticle varia de manera sinusoïdal. Això permet alterar el contrast de la reixeta sense canviar la mitjana de lluminància de la pantalla que mostra el reticle.

Els reticles sinusoïdals són emprats per crear i quantificar la sensibilitat al contrast. Un reticle és el conjunt de vàries barres difuminades clares i fosques, o sigui, un cicle. El nombre de cicles d'un reticle per un determinat angle visual determina la seva freqüència espacial. Pocs cicles per un determinat angle es defineix com una baixa freqüència espacial.

Segons Ginsburg, els reticles són més sensibles per detectar alteracions de la sensibilitat⁴⁷.

1. Plaques d'Arden

Actualment no es troben al mercat. Van ser dissenyades per l'American Optical Contrast Sensitivity System. És un mètode simple i barat, que consta d'un joc de 6 plaques amb reticles sinusoïdals de diferent freqüència espacial cadascuna. Es va aixecant progressivament la cobertura de cadascuna de les 6 plaques per així augmentar poc a poc el contrast d'una determinada freqüència, fins el moment en el que el pacient detecta el patró presentat. És un mètode poc fiable, ja que és molt subjectiu i presenta molts falsos negatius.

2. Vision Contrast Test System - VCTS (Vistech Consultants Inc. Dayton, Ohio - EUA)

Consisteix en una sola placa amb un reticle sinusoïdal, que sol estar penjada de la paret, en la que hi ha 5 files de patrons sinuosos (freqüències espacials) i 9 columnes (contrasts). A diferència de l'anterior, força la decisió sobre l'orientació del patró. Es pot realitzar en condicions fotòpiques i escotòpiques.

Recentment, els doctors Boxer, Wachler i Kreuger han desenvolupat una variació del VCTS que intenta eliminar les corbes i valors logarítmics de la mesura de la sensibilitat al contrast. Consisteix en un conjunt d'escales normalitzades per la població estàndard o normal. La sensibilitat al contrast pot prendre, així, valors entre 0,1 i 1,35, amb un valor 1 indicant una sensibilitat al contrast igual a la de la població.

3. Functional Acuity Contrast Test (FACT)

Dissenyat per Arthur Ginsburg, presenta certes avantatges sobre l'anterior: altera el patró del reticle de manera que se suavitzen les vores sobre un fons gris, millorant la sensibilitat i la qualitat de l'examen.

Consisteix en una taula amb un reticle format per 5 files amb freqüències espacials diferents (1,5, 3, 6, 12 i 18 cicles/grau), i per 9 columnes amb contrastos diferents.

La corba de la funció de la sensibilitat al contrast es genera amb cadascun dels nivells de contrastos més baix que el pacient és capaç de detectar per a cada freqüència. Aquesta corba és més sensible que l'obtinguda amb les taules de lletres de baix contrast.

Els aparells de mesura més habituals que utilitzen aquesta prova són:

- **Optec 2500 Vision Tester** (Stereo Optical Co. Chicago, Illinois - EUA): És petit i fàcil d'utilitzar, amb l'opció del control remot. Té un microprocessador que controla i regula la quantitat de llum necessària per l'examen.

- **Vector Vision CSV 1000** (Vector Vision. Arcanum, Ohio - EUA): utilitza una pantalla posterior de llum difusa per controlar la quantitat de llum en cadascuna de les files, mitjançant un sensor (**Figura 47**).

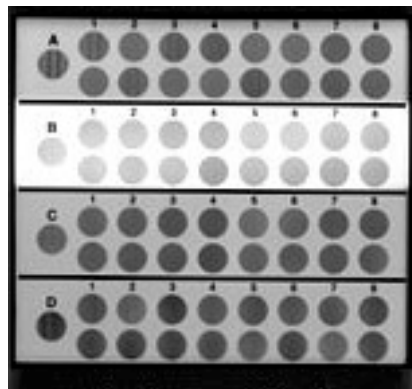


Figura 47. Dispositiu de mesura de la sensibilitat al contrast CSV 1000.

- **CST 1800 Digital** (Vision Sciences Research Corporation. San Ramon, California - EUA): va connectat a un ordinador personal que permet modificar les característiques de l'examen, i alhora enregistrar-ne els resultats (**Figura 48**).

Permet realitzar la prova amb diferents 3 nivells de lluminància preestablerta, mesurada en candelas/m² (cd/m²): fotòpica (85 cd/m²), mesòpica (6 cd/m²) i mesòpica (3 cd/m²), que en realitat són condicions escotòpiques. Alhora, però, pot es definir de manera manual la lluminància de la prova, amb valors entre 2 i 125 cd/m².

Aquest dispositiu permet la realització de l'examen en condicions d'enlluernament o glare, a un nivell de 35 LUX. També pot modificar-se manualment amb un rang entre 25 i 60 LUX.

Té l'opció de la creació d'imatges amb la tecnologia EyeView™ Vision Analysis, que demostra com un pacient "veuria" una escena quotidiana en base a la seva puntuació de sensibilitat al contrast.

Aquest mètode de mesura de la sensibilitat al contrast és l'emprat en el nostre estudi (veure Material i mètodes).

Està recomanat per la FDA per l'estudi de pacients als que se'ls ha realitzat LASIK o bé se'ls ha implantat una lent intraocular.



Figura 48. Monitor per a l'explorador del mesurador CST 1800 Digital i dispositiu per avaluar la sensibilitat al contrast del pacient (en negre).

Tot i ser un dels mètodes més emprats mundialment per a l'estudi de la sensibilitat al contrast, recentment investigadors optometristes de la Universitat de Bradford, Regne Unit han conclòs en els seus estudis⁴⁸ que el VCTS i el FACT no són mètodes adequats per l'estudi dels resultats de la cirurgia refractiva ni de la cataracta. Segons Pesudovs i cols, aquests reticles sinusoidals no són un mètode suficientment repetible ni sensible, i tot i que el FACT, segons ells, presenta una millor coherència test-retest (repetibilitat), ambdós presenten mancances en la detecció de diferències subtils en la sensibilitat al contrast en grups de pacients amb funció visual gairebé normal (per exemple pacients postoperats de LASIK).

4. Sine Wave Contrast Test (SWCT)

És una prova de reticles sinusoïdals que s'assembla molt al FACT, però en el que tots els reticles estan inclinats, per disminuir la memorització de l'orientació dels reticles.

5. Vídeo o pantalles d'ordinador

Es genera un patró sinusoïdal electrònicament en un projector de vídeo o bé en una pantalla d'ordinador. El pacient ha de dir en quin moment comença a veure l'estímul i en quin deixa de veure'l.

És un mètode molt fiable per la mesura de la sensibilitat al contrast, que permet la possibilitat de generar estímuls personalitzats segons les necessitats del pacient i de l'investigador. Actualment, són mètodes encara més utilitzats a nivell d'investigació que no pas a nivell clínic.

Els principals aparells disponibles que utilitzen aquest sistema són:

- Nicolet Optronics CS-2000 (Optronics Inc. EUA)
- Visual Stimulus Generator-VSG (Cambridge Research System Inc. EUA)

3.3.7.2. Taules de lletres de baix contrast

Són variacions de les clàssiques lletres dels optotipus d'Snellen, que han evolucionat en el disseny per poder examinar la sensibilitat al contrast.

- Taula d'AV de Regan amb lletres de baix contrast

Són taules basades en els optotipus d'Snellen, amb lletres de diferents mides en les que es va reduint progressivament el contrast. El Test de Holladay n'és un exemple, i conté lletres amb cinc nivells de contrast diferents: 100%, 50%, 25%, 12,5% i 6,25%, respectivament, de la lletra original.

- Taula de Pelli-Robson

Determina el contrast necessari per llegir lletres grans. Totes les lletres són de la mateixa mida, amb nivells decreixents de contrast de dalt a baix i de dreta a esquerra (**Figura 49**). L'examen es realitza a un metre de distància, pel que les lletres equivalen a

un cicle per grau. Només examina una sola freqüència (baixa o mitjana). Es pot realitzar en uns 3-5 minuts. És útil per predir el llinar de visibilitat d'objectes grans, però no pas d'objectes petits.



Figura 49. Taula d'AV de baix contrast de Pelli-Robson

3.3.7.3. Tècniques d'interferometria làser

Es basa en el principi de projecció d'un làser perfectament enfocat a la retina en la que hi genera directament un reticle. Aquesta tècnica no s'afecta per opacitats menors o defectes refractius.

La seva principal utilitat és la predicció de la sensibilitat al contrast abans de la cirurgia ocular amb intenció refractiva (cataractes, LASIK, lent fàquica...).

Els principals aparells de mesura de la sensibilitat al contrast basats en aquest mètode són:

- Retinal Acuiometer (Randwal Instruments Inc, EUA): mesura una àmplia varietat de límits de sensibilitat al contrast en diferents freqüències.
- Rodenstock Retinometer (Rodenstock GmbH. Munic – Alemanya): pot adaptar-se a una làmpara de fenedura i guiar així la llum per la part més clara de la còrnia i cristal·lí. Des de fa poc temps ja no es troba al mercat.

3.4. QÜESTIONARIS DE QUALITAT VISUAL

3.4.1. INTRODUCCIÓ

En la pràctica oftalmològica actual, probablement per l'alt nivell de demanda dels pacients, cada vegada es fa més evident que l'avaluació per part del propi pacient de la seva visió funcional i dels seus símptomes és totalment necessària per la valoració de l'èxit de la cirurgia refractiva. L'apreciació subjectiva pel pacient és un aspecte bàsic en l'avaluació de la qualitat visual.

Alhora és necessària la valoració de l'impacte que la cirurgia refractiva genera en la qualitat de vida del pacient.

Hi ha multitud de qüestionaris en la literatura que avaluen la qualitat de vida dels pacients en relació al seu estat visual. N'hi ha que avaluen l'estat visual en general, i d'altres que estan relacionats amb situacions oftalmològiques concretes, com pot ser el glaucoma, les cataractes, la cirurgia refractiva corneal o la baixa visió per patologia macular.

D'altra banda hi ha alguns qüestionaris que valoren el grau de satisfacció i la qualitat visual específicament de la cirurgia refractiva. Molts d'ells, però, són exàmens poc estandarditzats i realitzats particularment pel cirurgià o centre oftalmològic. Solen avaluar paràmetres com l'enlluernament i la visió d'halos després de la cirurgia LASIK, QR o PRK⁴⁹.

3.4.1. QÜESTIONARI REFRACTIVE STATUS AND VISION PROFILE

El Refractive Status and Vision Profile (RSVP) és un qüestionari sobre la qualitat de vida en relació a la visió dels pacients amb errors refractius, ideat i desenvolupat l'any 2000 per Susan Vitale i Oliver D. Schein, doctors del departament d'Oftalmologia Preventiva del Wilmer Ophthalmological Institute (John Hopkins University School of Medicine, Baltimore, Maryland – EUA)^{50,51}.

L'objectiu d'aquesta prova és descriure i avaluar els aspectes funcionals, simptomàtics i de grau de satisfacció dels pacients amb errors refractius que han estat o seran operats de cirurgia refractiva. Aquests paràmetres no solen estar recollits en els mètodes

tradicionals de mesura de l'estat refractiu, com són l'AV amb i sense correcció o bé la refracció del pacient.

És aplicable a pacients amb defectes refractius que no tinguin cap altre patologia ocular associada.

Els ítems inclosos en el test van ser escollits d'entre d'altres qüestionaris anteriors de visió (en pacients als que se'ls havia realitzat PRK i QR), d'entre les respostes d'oftalmòlegs i pacients amb defectes refractius en grups d'enquestes (« focus groups ») i d'entrevistes no estructurades a pacients amb defectes refractius.

Els diferents ítems es van classificar en àrees de qualitat de vida relacionades amb la salut com són :

- Funcionalitat (functioning) : capacitat per realitzar activitats de la vida diària.
- Síntomes (symptoms) : sensacions experimentades pel pacient
- Percepció de la salut (health perceptions) : satisfacció amb la salut i autoavaluació del grau de salut pel propi pacient
- Expectatives (expectations) : suposicions sobre l'estat futur de salut

Dins de cada àrea, els ítems s'agrupen en dominis.

En total, el RSVP està compost per 42 ítems, dividits en 8 subescales :

1. **Preocupació per la seva visió** (concern) : 6 ítems
2. **Conducció** (driving) : 3 ítems
3. **Expectatives** (expectations) : 2 ítems
4. **Funcionalitat física / social** (physical/social functioning) : 11 ítems
5. **Síntomes** (symptoms) : 5 ítems
6. **Problemes òptics** (optical problems) : 5 ítems
7. **Enlluernament** (glare) : 3 ítems
8. **Problemes amb lents correctives** : 7 ítems

Per les preguntes relacionades amb satisfacció amb la visió, valoració de la visió, símptomes visuals i funció visual es demana als pacients que responguin segons el tipus de correcció refractiva que han utilitzat: ulleres, LC o cap tipus de correcció òptica. Si no han emprat alguna de les anteriors més d'una hora en l'últim mes abans de respondre el qüestionari, s'instrueix al pacient de contestar «no aplicable». Si pel contrari ha emprat tant les ulleres com les LC, ha de contestar dues vegades al mateix ítem. En aquest cas, la puntuació per aquest serà la més alta dels dos, o sigui la pitjor, ja que semblava als autors l'aproximació clínicament més raonable.

Les possibles respostes a cadascun dels 42 ítems són 5, ordenats del 1 al 5, essent aquest últim el problema més greu o freqüent en relació a la pregunta.

També es dona la possibilitat al pacient de contestar 0 quan considera que l'ítem no és aplicable al seu cas, o bé 6 quan tampoc és aplicable (o bé no ha realitzat aquella activitat per altres motius, o no ha tingut aquell problema).

Per calcular la puntuació per a cada subescala es realitza la mitjana aritmètica de totes les respostes, contestades diferents a 0 o 6, als ítems.

La consistència interna de les diferents subescales així com del RSVP total ha demostrat ser alta en els estudis de Vitale i Schein⁵⁰.

Ha demostrat estar més relacionat amb la satisfacció amb la visió, mesurat amb el coeficient de correlació d'Spearman, que els mètodes de mesura clínics tradicionals (AV i refracció), tant en la puntuació final com en les de les diferents subescales, excepte en « expectatives » i « problemes amb lents correctives ».

El RSVP ha demostrat ser un qüestionari molt reproduïble, tant globalment com per subescales, més en pacients que no han estat sotmesos a cirurgia refractiva.

Alhora, el RSVP és un qüestionari vàlid segons els estàndards acceptats per validació d'instruments psicomètrics⁵⁰.

IV. MATERIAL I MÈTODES

1. PACIENTS

El present és un estudi prospectiu i longitudinal de 78 ulls de 40 pacients als que se'ls ha implantat una lent fàquica tipus ICLTM a l'Institut Oftalmològic de Barcelona (IOB), entre el mes de Maig de 2003 i el mes de Gener de 2004.

Tots els pacients complien els criteris d'inclusió i cap dels criteris d'exclusió descrits en l'anterior Introducció, i han estat estudiats durant un període de 6 mesos fins el mes de Maig de 2004.

2. MATERIAL

2.1. Material diagnòstic

- **Aberròmetre ZyWave II** (Technolas GmbH Ophthalmologische Systeme – Feldkirchen, Alemanya. Per Bausch&Lomb): per la realització de l'anàlisi aberromètric de tots els ulls.

- **Mesurador de sensibilitat al contrast CST 1800 DigitalTM** (Vision Sciences Research Corporation. San Ramon, Califòrnia. USA): empra una taula amb reticles sinusoidals FACTTM de segona generació per la realització de la mesura de la sensibilitat al contrast.

- **Qüestionari Refractive Status and Vision Profile**: Per a l'obtenció d'aquest qüestionari i posterior utilització és necessària una autorització dels seus autors, Dr. Oliver D. Schein i Dra. Susan Vitale, i signar un consentiment de transferència (transfer agreement) que ha de ser retornat a la John Hopkins University (veure Annexes).

S'han realitzat lleugeres modificacions del qüestionari original sota l'orientació de la mateixa autora, Susan Vitale (veure Annexes), intentant, així, optimitzar el temps de realització del qüestionari per part del pacient i ajustar-lo al màxim a les característiques del nostre estudi. Així, en el nostre estudi, de les vuit subescales originals, se n'han inclòs cinc. Dels 42 ítems originals del RSVP, aquesta modificació en conté 27. La traducció dels mateixos ha estat a càrrec del mateix autor d'aquesta memòria de Tesi Doctoral, tant a l'idioma català com a l'idioma espanyol.

Els ítems del qüestionari, agrupats en les seves subescales corresponents, són:

- **Funció** (“function”):
 - Mirar la televisió o cinema
 - Jugar o treballar a l’exterior
 - Cuidar o jugar amb nens
 - Veure el rellotge a la paret
 - Fer la feina o treball habituals
 - Fer esport
 - Nedar
 - Desenvolupament en la vida social
 - Llegir o fer feina de prop

- **Conducció** (“driving”)
 - Conduir de nit
 - Conduir mentre plou
 - Conduir amb reflex de llums

- **Símptomes** (“symptoms”)
 - Ulls irritats
 - Corrent d’aire (calefacció o aire condicionat) molesta als ulls
 - Dolor als ulls
 - Fluctuacions de visió durant el dia
 - Visió en dies amb boira o núvol

- **Problemes òptics** (“optical problems”)
 - Coses semblen diferents amb un ull i l’altre
 - Visió amb poca llum
 - Percepció de profunditat
 - Distorsió dels objectes
 - Calcular les distàncies al pujar o baixar escales

- **Enlluernament** (“glare”)
 - Ulls sensibles a la llum
 - Enlluernaments (reflexes)
 - Halos al voltant de les llums

L’ordre de les preguntes del qüestionari RSVP modificat intenta emular al màxim el de l’original. Així doncs, els primers 11 ítems corresponen a la subescala de “funció”, els

ítems 12 a 14 corresponen a “conducció”, després hi ha els 5 de la subescala “síntomes” i els 5 de “problemes òptics”, i barrejats entre aquestes últimes dues subescales hi ha els 3 ítems de la subescala “enlluernament”.

- **Topògraf corneal EyeSys System 2000** (EyeSys Vision, Inc. Houston, Texas - EUA): per la realització de topografia corneal de curvatura.

- **Microscopi especular SP-2000P** (Topcon Corporation. Paramus, New Jersey - EUA): per la realització del recompte cel·lular endotelial.

- **Pupil·lòmetre de Colvard** (Oasis Medical Inc. Glendora, Califòrnia. EUA)

- **Paquímetre corneal Micropach 200P** (Sonomed Inc. Lake Success, Nova York - EUA): per la realització del càlcul de gruix corneal.

- **Orbscan IIz** (Bausch&Lomb): per la realització de:

- topografia corneal anterior i posterior d'elevació
- càlcul de distància blanc-blanc
- càlcul paquimètric corneal

- **Ecògraf Microscan 100A** (Sonomed Inc. Lake Success, Nova York - EUA): per a la mesura de la profunditat de la cambra anterior i diàmetre anteroposterior de l'ull.

- **Compàs K3-9300 Stahl A/C Caliper** (Katena Products Inc. Denville, New Jersey - EUA): per la mesura de la distància blanc-blanc.

- **Optotipus Snellen**: per avaluació de l'AV.

2.2. Material quirúrgic

- **Làser Neodimi-IAG Topaz** (LASAG, Swatch Group Ltd. Thun - Suïssa): per la realització de les iridotomies preoperatòriament.

- **Lent Fàquica Implantable Contact Lens ICL™** (Staar Surgical Co. Monrovia, Califòrnia - EUA): en tots els pacients s'ha implantat el model V4 d'aquesta lent. El poder diòptric i diàmetre de la mateixa ha estat variat (veure Resultats).

- **Injector metàl·lic d'ICL™ 6A226**. (Staar Surgical Co. Monrovia, Califòrnia - EUA)

- **Cartutx injector de ICL™**. MicroStaar Injector Cartridge. SFC-45 Super Funnel Cartridge. (Staar Surgical Co. Monrovia, Califòrnia - EUA)

- **Terminal d'irrigació/aspiració** mecanitzada del Facoemulsificador Sovereign (Advanced Medical Optics, Inc. Santa Ana, California - EUA) i Accurus (Alcon. Fort Worth, Texas - EUA).

- **Blefarostat de Liebermann**, ref. 10403-15

- **Bisturís quirúrgics:**

- Bisturí de diamant de 15° per preincisió, ref. ME601 22154 (Meyco. Biel - Suïssa)

- Bisturí de diamant angulat de 3,2 mm, ref. 10808 DL (Meyco. Biel - Suïssa)

- **Pinces quirúrgiques:**

- Pinça de còrnia Bonn-Moria, ref. 13161 (Moria SA. Antony - França)

- Pinça de Waring, ref. 7825 (Moria SA. Antony - França)

- **Espàtules quirúrgiques:**

- Espàtula d'iris de Barraquer 12 mm, ref. 7825D (Moria SA. Antony - França)

- Espàtula d'ICL™. Deitz Tucker, ref. 6-479. (Duckworth & Kent Surgical Instruments. Baldock, Herts - Anglaterra)

- **Materials viscoelàstics:**

- Hialuronat sòdic – Healon® 10mg/ml (Pfizer)

- Metilhidroxipropilcelulosa - Viscum Protea® (LCA Pharmaceutical. Chartres - França)

- **Solució salina balancejada intraocular (BSS)** - Endosol® (Advanced Medical Optics, Inc. Santa Ana, California - EUA)

- **Polividona iodada 10%** - Betadine solució dérmica® (Asta Médica SA. Mérignac - França)

2.3. Material farmacològic

2.3.1. Col·liris

- **Dexametasona** - Maxidex® (Alcón-Cusí. El Masnou, Barcelona - Espanya)
- **Rimexolona** - Vexol® (Alcón-Cusí. El Masnou, Barcelona - Espanya)
- **Ciclopentolat** – Colircusí Cicloplégico® (Alcón-Cusí. El Masnou, Barcelona - Espanya)
- **Fenilefrina** – Colircusí Fenilefrina® (Alcón-Cusí. El Masnou, Barcelona - Espanya)
- **Tropicamida** – Colircusí Tropicamida® (Alcón-Cusí. El Masnou, Barcelona - Espanya)
- **Pranoprofè** - Oftalar® (Alcón-Cusí. El Masnou, Barcelona - Espanya)
- **Tetracaïna-Oxibuprocaïna** – Colirio Anestésico Doble® (Alcón-Cusí. El Masnou, Barcelona - Espanya)
- **Ofloxacina** – Exocín® (Allergan. Tres Cantos, Madrid - Espanya)

2.3.2. Altres fàrmacs

- **Lidocaïna** - Lidocaïna injectable Braun 5%®. (B Braun Medical SA. Rubí, Barcelona - Espanya).
- **Acetilcolina** - Acetilcolina 1% Cusí® (Alcón-Cusí. El Masnou, Barcelona - Espanya)
- **Ciprofloxacina** – Rigan 250 mg® (Laboratorios Vita SA. Sant Joan Despí, Barcelona - Espanya)
- **Vancomicina** – Vancomicina Normon EFG® (Laboratorios Normon SA. Madrid - Espanya).

- **Gentamicina** – Gentamicina Braun® (B Braun Medical SA. Rubí, Barcelona - Espanya).
- **Acetazolamida** - Edemox 250 mg comprimidos® (Chiesi Wasserman SA. Barcelona - Espanya)
- **Miranol** – Cilclar 20® (Ciba Visión. Barcelona - Espanya)
- **Diazepam** – Diazepam Prodes® 5 mg (Laboratorios Prodes)
- **Antisèptic Germisdín** – Isdin Germisdín 1000 cc (Isdín SA).

3. MÈTODES

3.1. Avaluació prequirúrgica

- **Motiu de consulta:** en la majoria de casos els pacients han acudit al nostre centre per valorar la possibilitat de la correcció quirúrgica de la seva ametropia.
- **Antecedents generals i oftalmològics:** s'interroga als pacients sobre patologies sistèmiques rellevants, tractaments habituals i sobre patologia oftalmològica específica i cirurgia ocular prèvia.
- **Examen oftalmològic:** els pacients són avaluats després d'una setmana sense utilitzar LC, en cas que siguin portadors de toves, o dues setmanes, en cas de ser-ne de rígides.
 - AV:
 - sense correcció
 - amb la seva correcció habitual
 - amb la millor correcció possible
 - sota cicloplègia
 - càlcul de l'*Equivalent Esfèric* (EqE), que es defineix com la suma de la meitat del valor del defecte refractiu cilíndric al valor del defecte refractiu esfèric, mantenint en tots els casos el signe corresponent.
 - Tensió ocular: mitjançant un tonòmetre d'aplanació de Goldmann.

- Biomicroscopia: per descartar patologies del segment anterior i annexes que contraindiquin la cirurgia.
- Estudi vitreoretinià mitjançant oftalmoscopia: per detectar i tractar, si calgués, alteracions retinianes susceptibles.
- Topografia corneal de superfície
- Estudi mitjançant Orbscan II: s'avalua la distància blanc-blanc, el gruix corneal i la topografia corneal d'elevació.
- Paquimetria corneal
- Recompte cel·lular endotelial, mesura de cambra anterior
- Requisits per ICL™ (veure Introducció capítol [2.3.2.1. Implantable Contact Lens - ICL](#)): el pacients haN de complir tots els criteris d'inclusió i cap dels d'exclusió.
- **Consentiment informat** (veure Annexes): prèviament a la cirurgia, el pacient ha de ser informat dels beneficis i possibles riscos de la cirurgia a la que serà sotmès i signar el consentiment informat, després d'haver-lo llegit i comprès en la seva totalitat.
- **Aberrometria ocular**: la mesura de les aberracions ha de ser realitzada en una sala amb llum atenuada, sense ulleres ni LC. Cal que el pacient no hagi utilitzar les LC com a mínim en les últimes 2 setmanes, en cas de ser toves, o en les últimes 3 setmanes, si són dures. S'introdueixen les dades del pacient i s'instrueix al pacient a mirar al centre de la imatge, que està desenfocada, excepte per unes fraccions de segons. Cal que no parli ni mogui el cap ni els ulls, i s'enfoca a nivell de la pupil·la. L'aberròmetre fa dues mesures: la primera és un "scan", en el que busca automàticament la millor compensació de l'error de refracció esfèric. El camp s'ajusta en funció dels valors de refracció introduïts prèviament. Com més ampli sigui aquest interval més temps triga el "scan" (ha de compensar més possibles errors refractius esfèrics). La segona és la mesura real del front d'ones, que en realitat són 5 mesures automàtiques per cada adquisició. D'aquestes 5 mesures, el software en ressalta 3: les que tenen un valor del criteri de repetibilitat més baix. Alhora, per cada adquisició, mostra una imatge del front d'ones total, un front d'ones de les aberracions d'alt ordre i una imatge del PSF (teòricament, és com es veuria un punt molt llunyà).

Es realitzen dues mesures del front d'ones de cadascun dels ulls: la primera sense dilatació farmacològica, i la segona es realitza 15 minuts després de la instil·lació d'una gota de col·liri de tropicamida, i tota la informació és guardada en el computador.

- **Qüestionari RSVP:** per a la realització del qüestionari, el pacient ha de respondre a cadascuna de les 27 qüestions marcant una de les possibles respostes que se li ofereixen per a cada ítem, en relació als 30 dies anteriors a la seva realització. Les opcions estan ordenades en funció de la severitat o intensitat dels problemes o símptomes.

Així doncs, les opcions de resposta de les subescales “funció” i “conducció” són :

- no aplicable (0)
- cap tipus de dificultat (1)
- una mica de dificultat (2)
- dificultats moderades (3)
- moltes dificultats (4)
- tanta dificultat que no podia fer aquesta activitat (5)
- mai he fet aquesta activitat per altres motius (no de visió) (6)

Per les subescales restants, “símptomes”, “problemes òptics” i “enlluernament”, les possibles respostes són 6 :

- no aplicable (0)
- cap tipus de problema (1)
- lleugers problemes (2)
- problemes moderats (3)
- molts problemes (4)
- tants problemes que no he utilitzat aquesta correcció (5)

El pacient sempre té la opció “no aplicable” quan, per qualsevol motiu no expressat en la resta d'opcions, no vol o no pot contestar la pregunta. Alhora, les opcions de resposta per a cada ítem són iguals tant si el pacient utilitza les ulleres o les LC com a correcció de la seva ametropia (en l'últim mes abans de la realització del qüestionari) o bé si el pacient no utilitza cap tipus de correcció (en cas de realitzar-se postoperatòriament).

La puntuació del qüestionari RSVP, segons els mateixos autors^{50,51}, ha de ser feta per subescales i globalment. Per cada ítem el pacient ha donat una puntuació (entre 0 i 5 o bé entre 0 i 6). Quan la resposta ha estat 0 o bé 5 o 6, no es té en compte aquell ítem, o sigui, que no es computa en el total. La puntuació per a cada subescala és la suma de les puntuacions de cada ítem dividit pel nombre d'ítems computats. Pel càlcul del RSVP global se sumen les puntuacions per a cadascuna de les 5 subescales i es divideix pel nombre de subescales computades.

- **Sensibilitat al Contrast:** l'examen es realitza en condicions mesòpiques (6 cd/m^2). El pacient ha d'emprar la seva correcció habitual per visió llunyana, mitjançant unes lents que s'insereixen a un suport especialment dissenyat per aquest motiu en el dispositiu mesurador de la sensibilitat CST 1800 Digital (veure Introducció [Figura 48](#)), però sense les seves ulleres o LC. L'habitació ha d'estar en unes condicions de llum tènue.

És molt important explicar al pacient com s'ha de realitzar l'examen, prèviament a l'inici del mateix. El pacient observa una taula de sensibilitat al contrast FACT a l'interior del CST 1800 Digital, on hi ha reticles sinusoidals distribuïts en 5 files, de diferents freqüències espacials, i 9 columnes, de diferents nivells de contrast (veure Introducció capítol [3.3.7. Mètodes de mesura de la sensibilitat al contrast](#)). El pacient ha d'anar responnent a l'investigador l'orientació de les franges dels reticles segons la llegenda al peu de la taula FACT, podent ser a l'esquerre, a la dreta o al centre. Aquest procés l'ha de realitzar per cadascuna de les diferents freqüències espacials o línies començant per la superior (1,5 cicles/grau), alhora que per cadascuna de les columnes d'aquestes files: d'esquerre a dreta i de dalt a baix. L'investigador ha d'anar comprovant les respostes del pacient, i anotant-ho al monitor de l'ordinador. D'aquesta manera, el computador enregistra el nombre de reticles correctes per cadascuna de les files o freqüències espacials i, mitjançant un càlcul matemàtic, assigna al nombre de respostes un valor en funció de la freqüència espacial. Cal que el pacient digui dues respostes seguides incorrectes perquè es passi a la següent línia o nivell de freqüència.

Aquest examen de la sensibilitat al contrast es realitza independentment per a cadascun dels ulls.

- **Iridotomies làser IAG:** dues setmanes abans de la cirurgia es realitzen dues iridotomies perifèriques profilàctiques, habitualment a les 10 i a les 2 hores.

- **Preparació preoperatòria domiciliària:**

a. tractament farmacològic: dos dies abans de la cirurgia.

- Cilclar 20: dues vegades al dia ambdós ulls.
- Exocín col·liri: dues gotes tres vegades al dia ambdós ulls.
- Oftalar col·liri: una gota, tres vegades al dia a l'ull a intervenir.
- Rigoran 250 mg comprimits: un comprimit cada 12 hores.

b. higiene personal i mesures generals

- no cal interrompre la medicació habitual
- no cal estar en dejú per a la intervenció

- dutxa amb Germisdín sabó líquid el dia abans i el mateix dia de la cirurgia, fent especial cura amb cara i voltant dels ulls.
- no s'ha d'utilitzar maquillatge a cara, ulls, llavis ni ungles

3.2. Cirurgia

Tots els pacients van ser operats sota règim de cirurgia ambulatoria i, prèviament a l'entrada al quiròfan, se'ls va administrar 5 mg de Diazepam oral. Alhora es va realitzar dilatació pupil·lar mitjançant la instil·lació de Tropicamida col·liri, cada 10 minuts durant 30 minuts. També en tots els pacients es va realitzar anestèsia tòpica mitjançant la instil·lació de col·liri Anestèsic Doble dues vegades, 10 minuts abans i just en el moment d'entrar al quiròfan.

Una vegada el pacient està a la taula quirúrgica es realitza antisèpsia del camp quirúrgic amb Povidona Iodada, tant a l'hemicara del pacient com en els fons de sac conjuntivals (diluïda, en aquest cas, al 5%).

Abans de començar la cirurgia pròpiament, el cirurgià s'encarrega de preparar la ICL™. En primera instància col·loca material viscoelàstic a l'interior del cartutx plàstic per després introduir-hi la lent, amb molta cura de no danyar-la (**Figura 1 i 2**). Darrera de la lent s'hi col·loca un tros d'hemosteta per evitar el contacte directe de l'èmbol metàl·lic de l'injector amb la ICL™ (**Figura 3**). Una vegada carregada, l'injector amb la lent al seu interior es conserven durant tota la cirurgia en un medi aquós (**Figura 4**).

La cirurgia s'inicia amb la col·locació del blefarostat i la instil·lació de col·liri anestèsic sobre la còrnia del pacient. Seguidament es realitza una preincisió en còrnia clara sobre el seu eix més corbat (**Figura 5**) i una paracentesi de servei a 90°, amb el bisturí de 15°. Segons Staar Surgical Co., la incisió ha de ser sempre temporal. El problema és que els miops joves solen tenir astigmatisme contra la regla, i realitzant una incisió temporal s'augmenta l'astigmatisme, calent donar punts, freqüentment, per reduir l'astigmatisme generat.

Després de la injecció a la cambra anterior de lidocaïna i de material viscoelàstic a través de la paracentesi (**Figura 6**) es procedeix a la realització de la incisió corneal en el lloc de la preincisió. Mitjançant un bisturí precalibrat de diamant es realitza una incisió valvulada autosegellant (**Figura 7**), a través de la que s'introduirà la ICL™. Una vegada la ICL™ s'ha desplegat a cambra anterior (**Figura 8**) amb l'ajut d'una espàtula roma, es procedeix a la col·locació de la lent per darrera de l'iris, en la seva posició definitiva al sulcus. En primer lloc, i amb l'ajut d'una espàtula en "v", es col·loquen els hàptics distals a la incisió sota l'iris (**Figura 9**), per acabar amb els proximals.



Figura 1 i 2. Col·locació de la ICL™ en el seu cartutx plàstic amb material viscoelàstic per a la posterior injecció intraocular.



Figura 3 i 4. Després de col·locar una hemosteta darrera de la ICL™ al cartutx, aquest es carrega a l'injector, es comprova la correcta progressió la lent i es manté en material aquós durant la cirurgia.

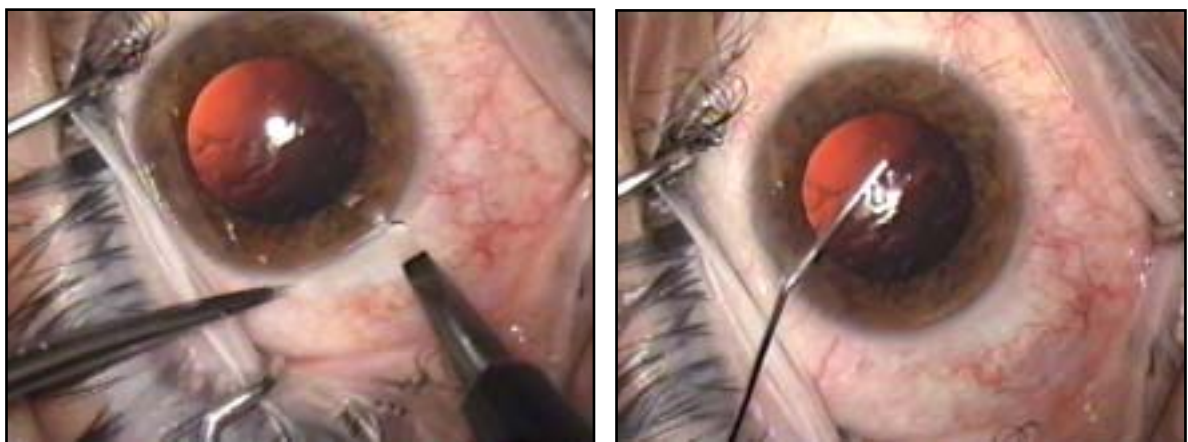


Figura 5 i 6. Realització de la preincisió corneal sobre l'eix més corbat i injecció de material viscoelàstic a la cambra anterior a través de la paracentesi.

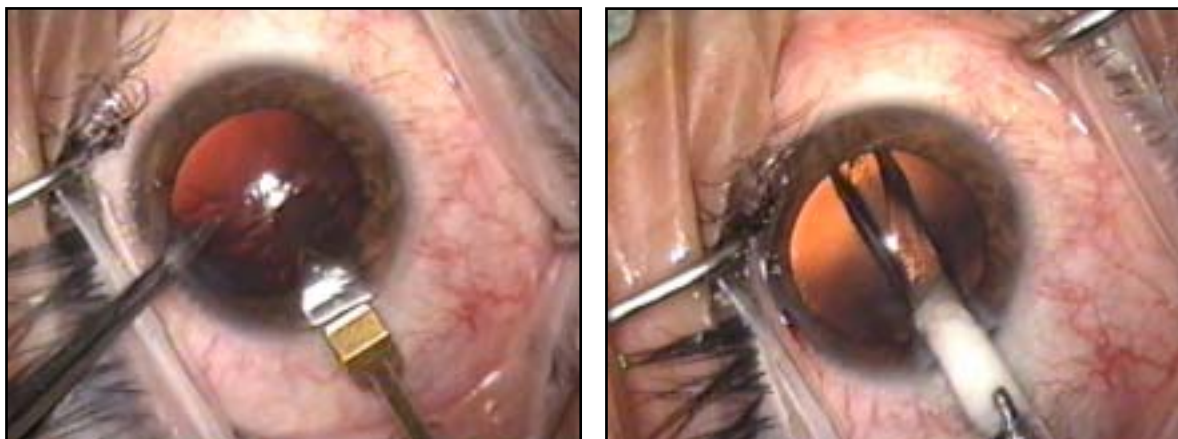


Figura 7 i 8. Incisió en còrnia clara amb bisturí precalibrat i introducció de la lent a la cambra anterior.

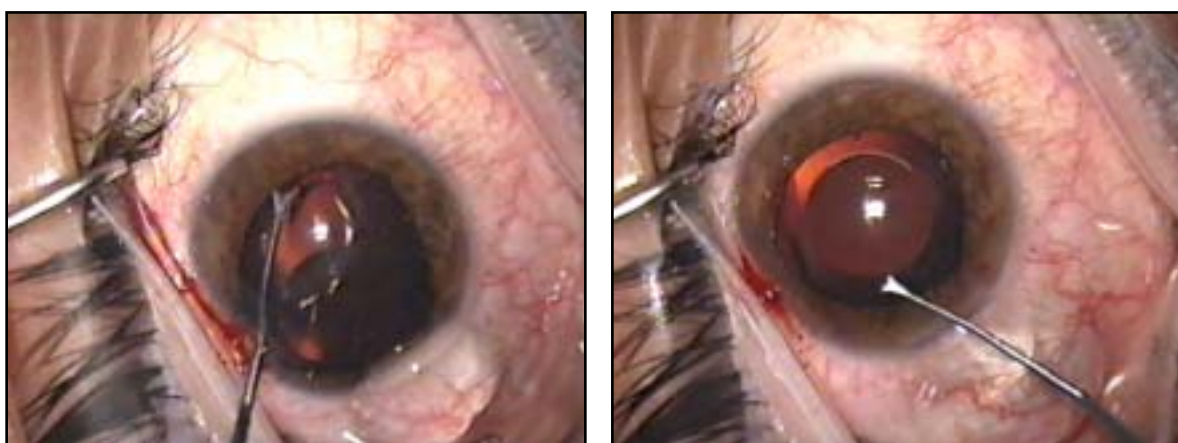


Figura 9 i 10. Se situen els hàptics distals al sulcus i després els proximals, per centrar després la lent amb una espàtula.

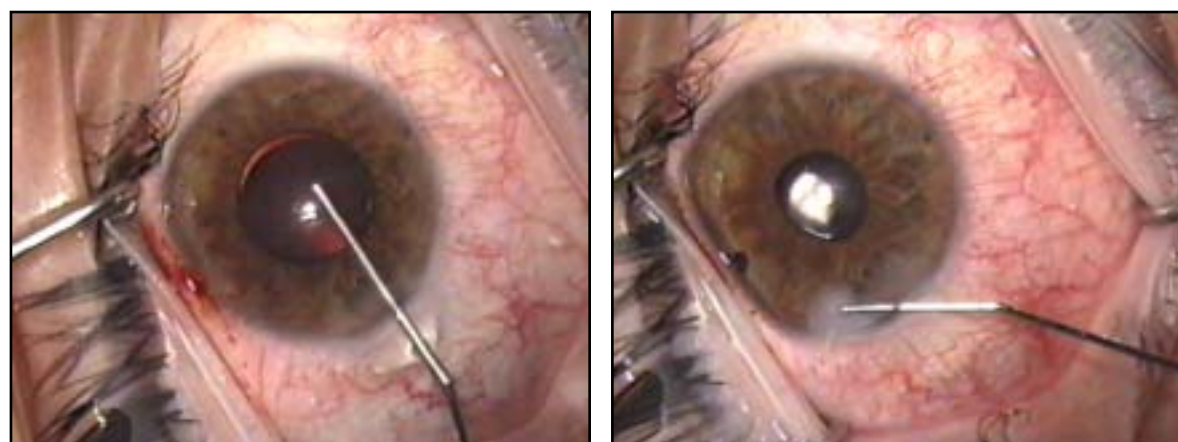


Figura 11 i 12. Injecció d'acetilcolina a cambra anterior (esquerre). Finalització de la cirurgia amb hidratació estromal corneal per assegurar el tancament de la incisió.

Per finalitzar la cirurgia es provoca la miosi pupil·lar mitjançant la injecció intracamerular d'acetilcolina, amb una cànula de 25G per la incisió corneal (**Figura 11**). Seguidament es procedeix a l'aspiració del material viscoelàstic amb el terminal d'irrigació-aspiració, amb molta cura de no pressionar la ICL™ contra el cristal·lí.

Es realitza una hidratació estromal de la incisió corneal per assegurar-ne el correcte tancament (**Figura 12**). En últim lloc es procedeix a la retirada del blefarostat, després de la instil·lació de Povidona Iodada al 5%.

3.3. Avaluació postquirúrgica

3.3.1. Tractament postoperatori

Una vegada el pacient surt del quiròfan, se l'instrueix a utilitzar ulleres fosques durant el dia i un oclusor rígid per les nits durant, aproximadament, una setmana.

Alhora, se li prescriu un tractament farmacològic, a iniciar el mateix dia de la intervenció, que consisteix en:

- Rigoran 250 mg comprimits: un comprimit cada 12 hores el mateix dia i dos dies després de la cirurgia.
- Exocín col·liri: una gota tres vegades al dia, durant la primera setmana.
- Maxidex col·liri: una gota cada 8 hores la primera setmana, una gota cada 12 hores la segona setmana i 1 gota cada 24 hores la tercera setmana.
- Oftalar col·liri: la mateixa pauta que el col·liri anterior.

3.3.2. Controls postoperatoris

El protocol que hem seguit pels pacients amb implantació d'ICL™ inclou els següents controls postquirúrgics:

- **a les dues hores:** consisteix en una exploració oftalmològica del segment anterior, posant especial atenció en la possible presència d'hipertensió ocular, desplaçament de la lent, presència d'excessiva inflamació a cambra anterior i en l'estat de la incisió.

- **a les 24 hores:** a més de l'exploració oftalmològica ja es realitza una refracció de l'ull operat. Cal prestar especial interès a la distància existent entre el cristal·lí i la ICL™ o vault. Aquest concepte es defineix en base al gruix corneal central del pacient. D'aquesta manera, parlem d'un vault igual a 1 quan la distància entre el cristal·lí i la lent fàquica és igual al gruix corneal, d'un vault igual a 0,75 si aquesta distància és igual

a $\frac{3}{4}$ del gruix corneal, o bé d'un vault igual a 150 quan la distància és igual a una vegada i mitja el gruix corneal.

- **a la setmana:** control de l'AV amb i sense correcció, i exploració ocular, fent especial menció a la tensió ocular (TO).

- **al mes:** control d'AV i segment anterior semblant a l'anterior.

Alhora, per a la realització del present estudi s'han realitzat dues visites, als 3 i 6 mesos, que són la base de les anàlisis dels resultats de la cirurgia d'implantació de la lent fàquica.

- **Control als 3 mesos:** al pacient se li realitza:

- Examen oftalmològic en el que es determina:

- AV sense correcció i amb la millor refracció possible.

- TO

- estat del segment anterior ocular: estat del cristal·lí, vault

- Aberrometria ocular

- Mesura de la sensibilitat al contrast

- Qüestionari RSVP

- **Control als 6 mesos:** se li realitzen les mateixes exploracions que en el control als 3 mesos, però se li afegeix un recompte cel·lular endotelial. Alhora, si tots els paràmetres avaluats són satisfactoris es procedeix a donar l'alta al pacient.

3.4. Tractament estadístic de les variables

Totes les variables d'aquest estudi són quantitatives i, per a la correcta utilització o no de proves paramètriques, s'ha aplicat la prova de Kolmogorov-Smirnov (K-S) per tal de conèixer la normalitat estadística de les mateixes. Es considera com una variable amb distribució normal quan el grau de significació estadística (p) de la prova K-S és major a 0,05.

L'excepció ha estat una nova variable creada a partir de la variable quantitativa edat de la mostra que és la variable qualitativa edat3435. Per a la creació d'aquesta nova variable s'ha dividit la mostra en dos grups en funció de l'edat, i s'ha pres la mediana com a punt de tall (34). D'aquesta manera els pacients de la nostra mostra pertanyen al GRUP A si tenen 34 o menys anys (19-34 anys) o al GRUP B si tenen més de 34 anys

(35-50 anys). Per tant, dels 40 pacients de la mostra, 20 pertanyen al GRUP A i la resta al GRUP B.

	n	Mitjana \pm desviació	Rang
GRUP A	20	28,20 \pm 4,52	19-34
GRUP B	20	41,85 \pm 4,46	35-50

Tabla 1. Divisió de la mostra en dos grups en funció de l'edat, amb mida mostral de cada grup, mitjana i desviació estàndard (anys) i rang d'edat (anys).

Per a la comparació de les mitjanes de les variables abans i després de la cirurgia s'ha emprat la prova de t d'Student per dades aparellades quan aquestes segueixen una distribució normal, o la prova dels rangs de Wilcoxon quan es requereix una prova no paramètrica.

Per a la comparació de les mitjanes de les diferents variables en els dos grups d'edat A i B s'ha emprat la prova de Mann-Whitney quan com a mínim una d'elles no segueix una distribució normal ($p < 0,05$). Quan ambdues variables presenten normalitat estadística, s'ha aplicat la prova d'Student per mostres no aparellades. Prèviament, però, s'ha realitzat la prova de Levene per la valoració de l'homocedasticitat o igualtat de la variança, i s'ha assumit la igualtat de la variança en el cas que la significació (p) de la prova de Levene sigui major a 0,05.

Per a la valoració de la correlació entre variables s'ha aplicat la prova de Pearson quan es requereix una prova paramètrica, o bé la prova d'Spearman quan, com a mínim, una de les dues variables no segueix un model de distribució normal. La correlació lineal s'ha considerat estadísticament significativa quan $p < 0,05$.

D'altra banda, s'ha realitzat estudi de regressió lineal múltiple de totes aquelles correlacions lineals significatives, amb càlcul de R^2 i equació de regressió.

Quan s'ha realitzat comparació de mitjanes, correlació o regressió de variables en les que hi intervé l'edat, s'ha assumit la independència entre ulls i s'ha assignat una edat a cadascun dels ulls, la del pacient, amb la finalitat d'augmentar la mostra al nombre d'ulls i no pas al nombre de pacients, en un intent d'augmentar la significació estadística. D'aquesta manera, els dos grups A i B segons edat, queden definits:

	n	Mitjana \pm desviació	Rang
GRUP A	38	28,24 \pm 4,54	19-34
GRUP B	40	41,85 \pm 4,40	35-50

Per a la valoració de la tècnica quirúrgica es van crear nous, en base a variables ja conegudes. D'aquesta manera es pot definir:

- **Efectivitat:** millor agudeses visual no corregida postoperatòria respecte a la agudeses visual corregida preoperatòria.
- **Predictibilitat:** refracció postoperatòria es troba entre $\pm 0,5D$ o $\pm 1,00D$ de equivalent esfèric.
- **Estabilitat:** refracció i agudeses visual es mantenen sense canvis, als 6 mesos, estadísticament significatius.
- **Seguretat:**
 - índex de seguretat: millor agudeses visual corregida postoperatòria respecte a l'agudeses visual corregida preoperatòria.
 - no hi ha una pèrdua significativa de cèl·lules endotelials després dels 6 mesos de la cirurgia

V. RESULTATS

1. DESCRIPCIÓ DE LA MOSTRA

Per a la realització d'aquest estudi s'han analitzat les dades de 78 ulls de 40 pacients als que, entre Maig de 2003 i Gener de 2004, se'ls ha implantat una lent fàquica tipus ICL™ model V4 per a la correcció de la seva ametropia.

S'han estudiat els 78 ulls, 38 drets i 40 esquerres, dels 40 pacients, 23 dels quals són dones i 17 són homes, l'edat mitjana dels quals és $35,03 \pm 8,21$ anys (rang 19-50).

2. RESULTATS DE LES VARIABLES AMB LA CIRURGIA

2.1. AGUDESA VISUAL

2.1.1. AGUDESA VISUAL SENSE CORRECCIÓ

L'agudesia visual sense correcció (AVsc) dels nostres pacients abans de la cirurgia és de $0,026 \pm 0,011$, no essent una variable amb distribució normal ($Z=2,449$, $p=0,0001$). L'AVsc mitjana als 3 mesos és de $0,838 \pm 0,172$ ($Z=1,638$, $p=0,009$). Als 6 mesos, l'AVsc és de $0,844 \pm 0,153$ ($Z=1,357$, $p=0,05$). **Gràfic 1.**

La milloria en l'AVsc observada tant als 3 com als 6 mesos, és significativa ($p=0,0001$ en ambdós casos), però no l'increment observat entre els 3 i 6 mesos ($p=0,702$).

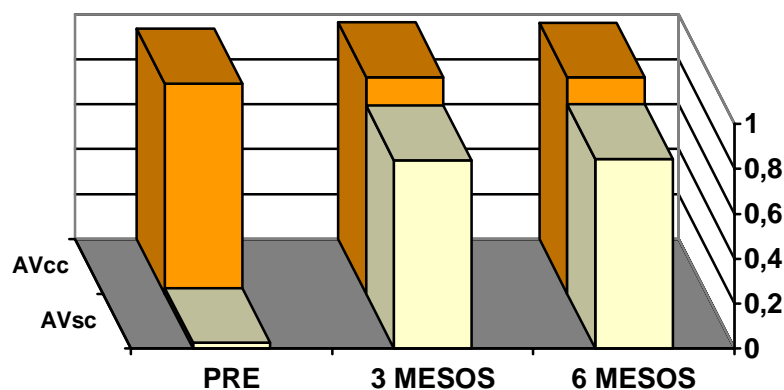
2.1.2. AGUDESA VISUAL AMB CORRECCIÓ

L'agudesia visual amb correcció (AVcc) preoperatòria mitjana en el nostre grup de pacients és de $0,935 \pm 0,091$, no seguint una distribució normal (Z de Kolmogorov-Smirnov= $2,845$, $p=0,0001$).

Als 3 mesos, l'AVcc és de $0,964 \pm 0,073$, igualment sense una distribució normal ($Z=3,460$, $p=0,0001$). Als 6 mesos, l'AVcc és de $0,963 \pm 0,077$ ($Z=3,139$, $p=0,0001$).

Gràfic 1.

La milloria de l'AVcc observada als 3 mesos és estadísticament significativa ($p=0,0001$), igual que l'observada als 6 mesos ($p=0,0001$). El decrement d'AVcc entre els 3 i 6 mesos no ha resultat ser estadísticament significatiu ($p=0,419$).

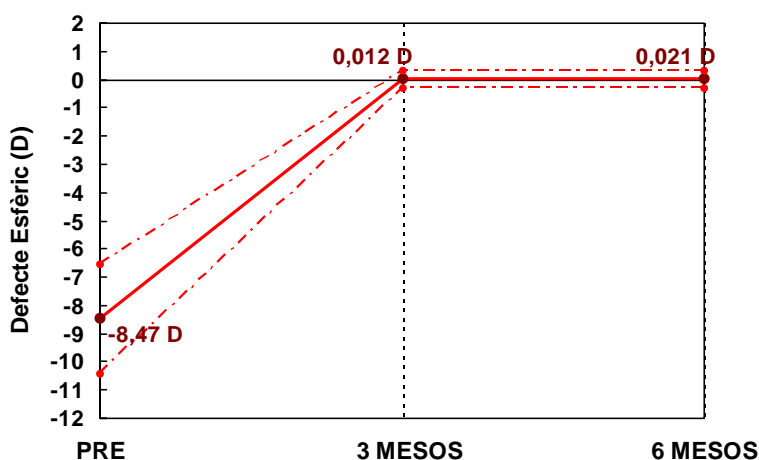


Gràfic 1. Evolució de l'AVsc (en clar) i AVcc (taronja) abans i després de la cirurgia.

2.2. REFRACCIÓ OCULAR SUBJECTIVA

2.2.1. DEFECTE REFRACTIU ESFÈRIC

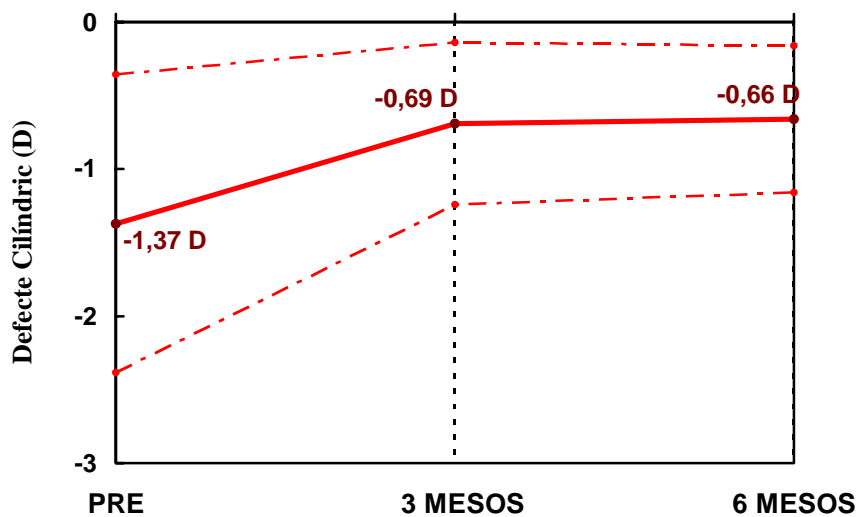
El defecte refractiu esfèric mig dels nostres pacients abans de la cirurgia és de $-8,470 \pm 1,93$ D, seguint una distribució normal ($Z=0,971$, $p=0,303$). Després de la implantació de la lent intraocular, el defecte esfèric mig als 3 mesos és de $0,012 \pm 0,309$ D ($Z=0,971$, $p=0,0001$) i als 6 mesos de $0,021 \pm 0,317$ D ($Z=2,963$, $p=0,0001$). La diferència observada entre el defecte esfèric als 3 i als 6 mesos no és estadísticament significativa ($p=0,930$). Pel contrari, la disminució del defecte refractiu després de la cirurgia sí que és estadísticament significatiu, tant als 3 mesos ($p=0,0001$) com als 6 mesos ($p=0,0001$). **Gràfic 2.**



Gràfic 2. Disminució del defecte esfèric als 3 mesos ($p=0,0001$) i als 6 mesos ($p=0,0001$).

2.2.2. DEFECTE REFRACTIU CILÍNDRIC

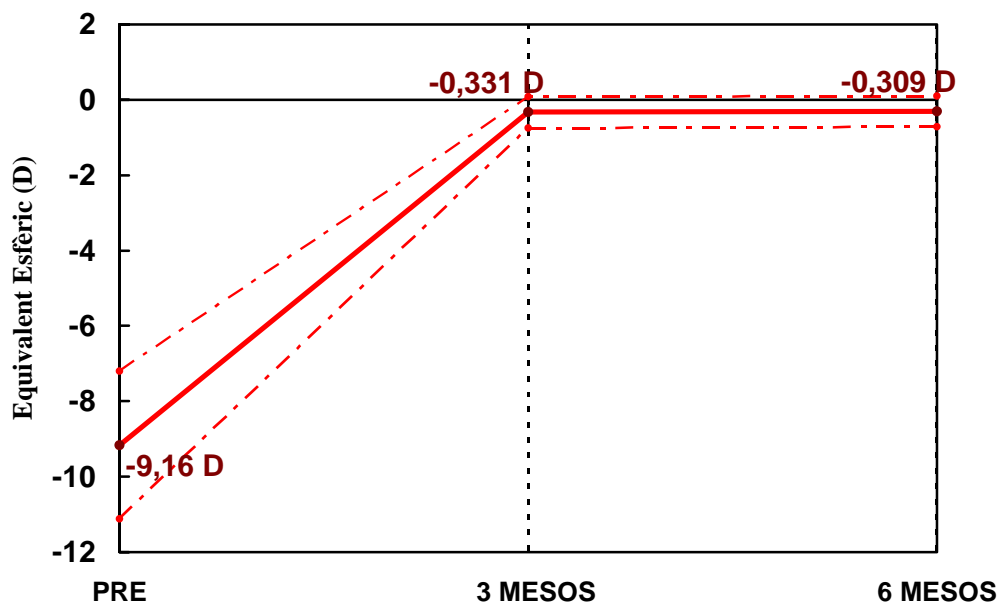
El defecte cilíndric mig dels nostres pacients abans de la cirurgia és de $-1,370 \pm 1,015$ D, no seguint una distribució normal ($Z=1,375$, $p=0,045$). Després de la cirurgia, l'astigmatisme mig als 3 mesos és de $-0,69 \pm 0,55$ D i als 6 mesos de $-0,66 \pm 0,5$ D, distribuïts ambdós segons un model de normalitat ($p=0,076$ i $p=0,133$, respectivament). La disminució del defecte cilíndric induït amb la cirurgia és estadísticament significatiu tant als 3 com als 6 mesos ($p=0,0001$), no essent així per la variació postoperatòria, entre els 3 i els 6 mesos ($p=0,708$). **Gràfic 3.**



Gràfic 3. Evolució del defecte refractiu cilíndric després de la cirurgia.

2.2.3. EQUIVALENT ESFÈRIC

L'equivalent esfèric (EqE) preoperatori mig en el nostre grup de pacients és de $-9,160 \pm 1,965$ D ($Z=0,709$, $p=0,696$) amb un rang entre $-4,6$ D i -13 D. Postoperatòriament, disminueix als 3 mesos a $-0,331 \pm 0,411$ D i als 6 mesos a $-0,309 \pm 0,404$ D. La distribució de l'EqE postquirúrgic no segueix un model normal, ni als 3 mesos ($Z=1,487$, $p=0,024$) ni als 6 mesos ($Z=1,285$, $p=0,073$).



Gràfic 4. Evolució de l'EqE 3 mesos després de la cirurgia ($p=0,0001$) i 6 mesos ($p=0,0001$).

La diferència observada entre l'EqE preoperatori i als 3 mesos és estadísticament significativa ($p=0,0001$), igual que als 6 mesos ($p=0,0001$). Pel contrari, la disminució en l'EqE entre els 3 i els 6 mesos no ha resultat ser significativa ($p=0,831$). **Gràfic 4.**

2.3. REFRACCIÓ OCULAR ABERROMÈTRICA

2.3.1. Equivalent Esfèric (EqE) segons la Wavefront Refraction (WR)

a) Amb dilatació pupil·lar

L'EqE preoperatori mig és de $-10,197 \pm 3,196$ ($Z=0,608$, $p=0,853$). Als 3 mesos l'EqE és de $-0,328 \pm 0,679$ ($Z=0,639$, $p=0,809$), essent un canvi estadísticament significatiu ($p=0,0001$). Als 6 mesos, l'EqE és de $-0,322 \pm 0,629$ ($Z=0,467$, $p=0,981$), representant un canvi significatiu respecte de l'EqE preoperatori ($p=0,0001$), però no pas respecte del valor al tercer mes ($p=0,876$). **Gràfic 5.**

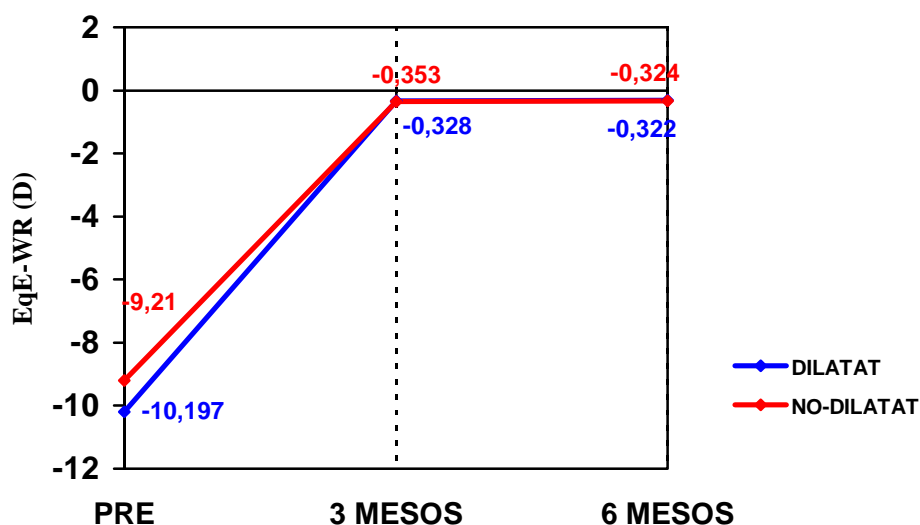
b) Sense dilatació pupil·lar

Abans de la cirurgia l'EqE és de $-9,210 \pm 3,849$ ($Z=1,354$, $p=0,051$), que disminueix significativament als 3 mesos ($p=0,0001$) fins a $-0,353 \pm 0,633$ ($Z=0,640$, $p=0,808$). Als

6 mesos després de la cirurgia s'observa una nova disminució de l'EqE fins a $-0,324 \pm 0,596$ ($Z=0,509$, $p=0,958$), que resulta significativa respecte del valor preoperatori ($p=0,0001$) però no pas respecte del valor als 3 mesos ($p=0,874$).

c) Comparació de l'EqE amb dilatació i sense dilatació pupil·lar

Les diferències observades entre els valors d'EqE dilatats i sense dilatar només són significatives estadísticament en la mesura preoperatoria ($p=0,0001$), però no en la mesura als 3 mesos ($p=0,166$) ni als 6 mesos ($p=0,893$).



Gràfic 5. Evolució de l'EqE segons el WR amb dilatació (blau) i sense dilatació (vermell), abans i després de la cirurgia.

2.3.2. Equivalent Esfèric (EqE) segons el Predicted Phorofter Refraction (PPR)

a) Amb dilatació pupil·lar

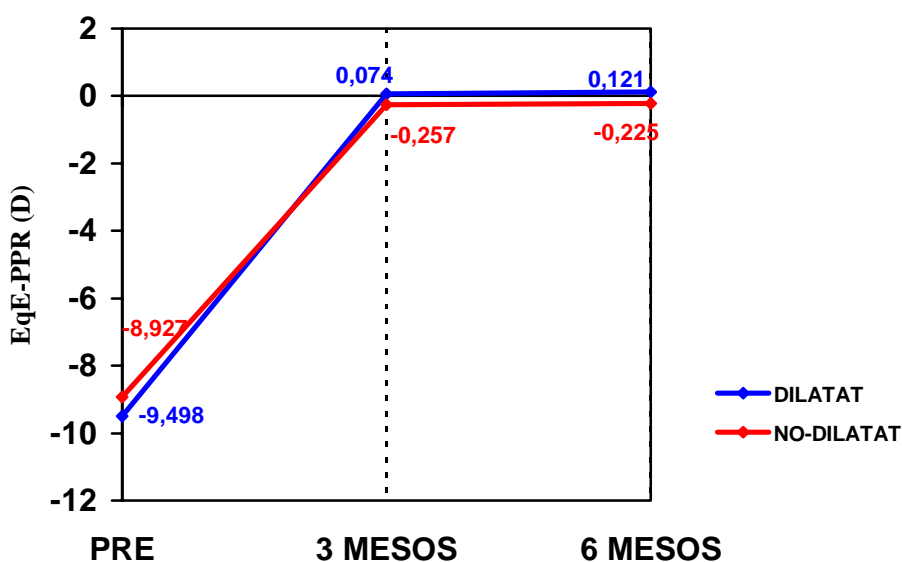
L'EqE preoperatori mig és de $-9,498 \pm 2,967$ ($Z=0,772$, $p=0,590$). Es produeix una disminució significativa ($p=0,0001$) als 3 mesos, essent l'EqE $0,074 \pm 0,524$ ($Z=0,557$, $p=0,915$). Als 6 mesos es produeix un increment en l'EqE no significatiu ($p=0,635$) respecte del valor als 3 mesos, fins a $0,121 \pm 0,555$ ($Z=0,504$, $p=0,962$), però que sí que representa una disminució significativa ($p=0,0001$) respecte a l'EqE preoperatori.

b) Sense dilatació pupil·lar

Abans de la cirurgia, l'EqE és de $-8,927 \pm 3,814$ ($Z=0,566$, $p=0,905$), disminuint als 3 mesos després de la cirurgia de manera significativa ($p=0,0001$) fins a $-0,257 \pm 0,69$ ($Z=0,666$, $p=0,767$). Als 6 mesos de la implantació de la ICL™, l'EqE és de $-0,225 \pm 0,554$ ($Z=0,566$, $p=0,905$), que representa un canvi significatiu ($p=0,0001$) respecte d'abans de la cirurgia, però no sense significació estadística respecte del tercer mes ($p=0,882$).

c) Comparació de l'EqE amb i sense dilatació pupil·lar

A diferència dels canvis observats entre l'EqE dilatat i no-dilatat segons la WR, segons el PPR només són significatives les diferències en les mesures als 3 mesos ($p=0,0001$) i als 6 mesos ($p=0,0001$), però no pas en la mesura preoperatòria ($p=0,156$). **Gràfic 6.**



Gràfic 6. Evolució de l'EqE segons el PPR amb dilatació (blau) i sense dilatació (vermell), abans i després de la cirurgia.

2.3.3. Comparació de la mesura de l'EqE segons el WR i PPR

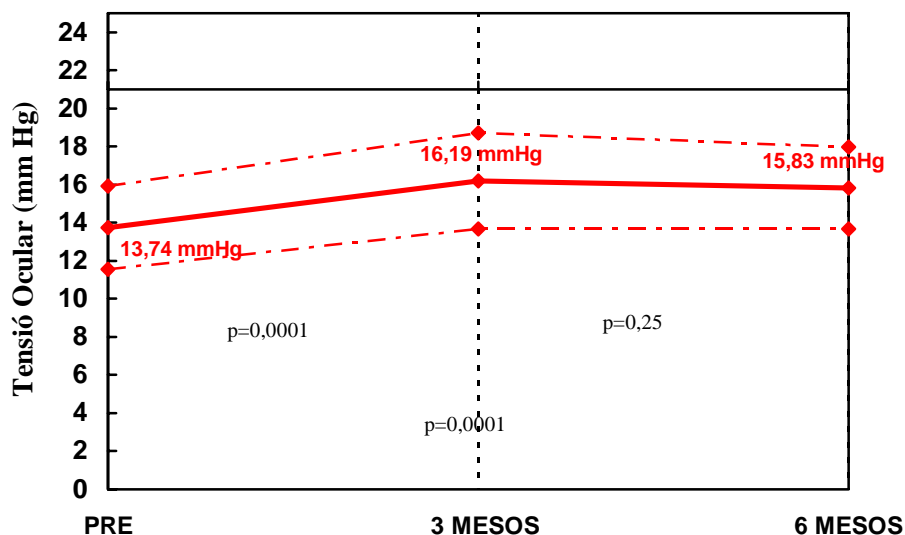
Hi ha diferències estadísticament significatives en totes les mesures de l'EqE segons el WR i el PPR, tant amb dilatació com sense dilatació, i tant pre com postoperatòriament (**Taula 1**).

	DILATAT	NO-DILATAT
Preoperatori	p=0,0001	p=0,0001
Mes 3	p=0,0001	p=0,007
Mes 6	p=0,0001	p=0,003

Taula 1. Significació estadística (p) de les proves de comparació dels EqE, mesurats amb el WR i amb el PPR.

2.4. TENSIÓ OCULAR

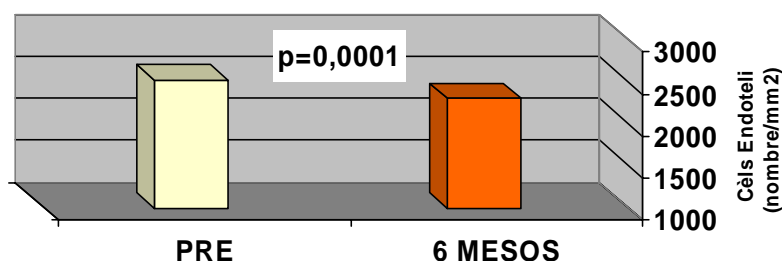
La tensió ocular (TO) mitjana preoperatoria és de $13,740 \pm 2,172$ mm de Hg, seguint una distribució de normalitat ($Z=1,349$, $p=0,053$). Als 3 mesos postoperatoriament, la TO mitjana s'ha incrementat a $16,19 \pm 2,523$ mm de Hg, essent significativa aquesta diferència ($p=0,0001$). La TO mitjana als 6 mesos disminueix respecte dels 3 mesos, essent de $15,83 \pm 2,155$ mm de Hg, tot i no representar un canvi estadísticament significatiu ($p=0,25$), tot i ser un increment significatiu respecte de la TO mitjana preoperatoria ($p=0,0001$). **Gràfic 7.**



Gràfic 7. Tensió ocular mitjana abans i després de la cirurgia, i el nivell de significació estadística de les variacions.

2.5. RECOMPTE ENDOTELIAL CORNEAL

El nombre mig de cèl·lules endotelials corneals per mm^2 abans de la cirurgia en el nostre grup de pacients és de $2535,95 \pm 438,65$ ($Z=0,509$, $p=0,958$). Als 6 mesos després de la cirurgia, aquest recompte disminueix a $2319,63 \pm 392,184$ cèl·lules/ mm^2 ($Z0,455$, $p=0,986$), essent un descens estadísticament significatiu ($p=0,0001$). **Gràfic 8.**



Gràfic 8. Pèrdua de cèl·lules endotelials als 6 mesos de la implantació de la ICL™

2.6. DIÀMETRE PUPIL·LAR

Les diferències observades en el diàmetre pupil·lar mig dilatat no són estadísticament significatives, ni als 3 mesos ($p=0,144$) ni als 6 mesos ($p=0,102$). Pel contrari, quan la pupil·la no està dilatada farmacològicament, s'observen diferències significatives entre el diàmetre preoperatori i el dels 3 mesos ($p=0,045$) i entre el preoperatori i el dels 6 mesos ($p=0,006$), però no entre el diàmetre mig als 3 i 6 mesos ($p=0,515$). **Taula 2.**

	DILATAT	NO-DILATAT
Preoperatori	7,226±0,693	5,229±1,046
Mes 3	7,438±0,656	5,609±1,017
Mes 6	7,444±0,649	5,713±0,977

Taula 2. Diàmetres pupil·lars (mm) abans i 15 minuts després de la instil·lació d'una gota de tropicamida.

D'altra banda, el diàmetre pupil·lar mig dilatat i no-dilatat és diferent, amb una clara significació estadística, en totes les mesures ($p=0,0001$).

2.7. AMPLITUD DE LA CAMBRA ANTERIOR

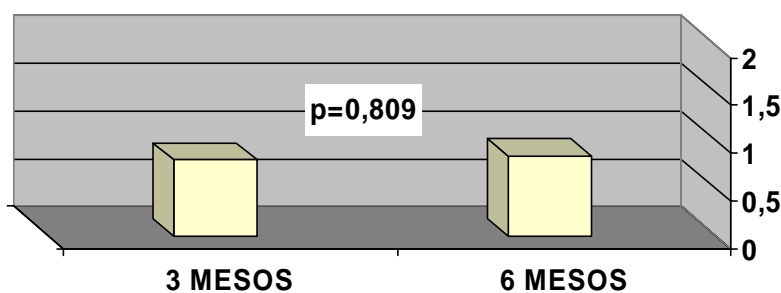
L'amplitud mitjana de la cambra anterior dels ulls dels pacients, mesurada preoperatòriament, és de $3,333 \pm 0,330$ mm, distribuïda segons un model normal ($Z=0,704$, $p=0,705$).

2.8. DISTÀNCIA BLANC-BLANC

La distància blanc-blanc mitjana dels ulls dels pacients de la nostra mostra és $11,771 \pm 0,362$ mm, seguint una distribució normal ($Z=0,619$, $p=0,838$).

2.9. VAULT

La distància mitjana entre la ICLTM i el cristal·lí o vault als 3 mesos de la implantació és de $0,797 \pm 0,558$ ($Z=1,568$, $p=0,015$). S'observa un increment en aquest valor als 6 mesos de la cirurgia, fins a $0,838 \pm 0,615$ ($Z=1,813$, $p=0,003$), tot i que sense significació estadística ($p=0,809$). **Gràfic 8.**



Gràfic 9. Evolució del vault entre els 3 i 6 mesos després de la cirurgia, i el grau de significació estadística (p).

2.10. QUALITAT VISUAL

2.10.1. SENSIBILITAT AL CONTRAST

1. Freqüència espacial 1,5 cicles/grau

La sensibilitat al contrast mitjana dels pacients per aquesta freqüència espacial prèviament a la cirurgia és de $40,11 \pm 14,666$, no distribuïda segons un model normal ($Z=1,996$, $p=0,0001$). Als 3 mesos després de la cirurgia, es produeix un increment estadísticament significatiu de la sensibilitat per aquesta freqüència ($p=0,0001$), essent de $60,00 \pm 20,864$ ($Z=2,560$, $p=0,0001$). Als 6 mesos aquest nivell de sensibilitat ha augmentat fins a $76,44 \pm 22,284$ ($Z=2,144$, $p=0,0001$), essent un increment significatiu tant respecte al nivell preoperatori ($p=0,0001$) com als 3 mesos ($p=0,001$). **Gràfic 10.**

2. Freqüència espacial 3 cicles/grau

Per aquest nivell de freqüència espacial, la sensibilitat mitjana dels pacients preoperatoria és de $38,91 \pm 15,003$ ($Z=1,319$, $p=0,061$). Als 3 mesos després de la implantació de la lent, la sensibilitat ha augmentat a $95,82 \pm 34,693$ ($Z=1,981$, $p=0,001$) de manera estadísticament significativa respecte al preoperatori ($p=0,0001$). De la mateixa manera, la sensibilitat per aquest nivell de freqüència als 6 mesos s'incrementa fins a $114,86 \pm 35,20$ ($Z=1,803$, $p=0,003$), representant una variació significativa respecte del nivell preoperatori ($p=0,0001$) com del nivell als 3 mesos ($p=0,012$). **Gràfic 10.**

3. Freqüència espacial 6 cicles/grau

La sensibilitat al contrast mitjana per aquesta freqüència és $33,28 \pm 18,150$, seguint una distribució normal ($Z=0,990$, $p=0,281$). Postoperatoriament, es produeix un increment en la sensibilitat mitjana, essent als 3 mesos $70,90 \pm 41,389$ ($Z=1,448$, $p=0,03$) i als 6 mesos $89,38 \pm 44,098$ ($Z=1,652$, $p=0,009$). Aquest increment respecte del nivell preoperatori ha resultat estadísticament significatiu tant als 3 mesos ($p=0,0001$) com als 6 mesos ($p=0,0001$), però alhora també és significatiu l'increment entre el tercer i el sisè mes ($p=0,01$). **Gràfic 10.**

4. Freqüència espacial 12 cicles/grau

Preoperatoriament, la sensibilitat al contrast mitjana per aquesta freqüència espacial és de $12,64 \pm 9,008$, distribuïda segons un model de normalitat ($Z=1,005$, $p=0,264$). Als 3

mesos de la cirurgia, la sensibilitat s'incrementa significativament ($p=0,029$) fins a $23,01 \pm 21,649$ ($Z=1,367$, $p=0,048$). Als 6 mesos de la cirurgia, encara hi ha un altre increment de sensibilitat mitjana fins a $26,62 \pm 21,747$ ($Z=1,468$, $p=0,027$), però que tot i representar una diferència estadísticament significativa respecte del nivell preoperatori ($p=0,0001$), ja no és un canvi significatiu respecte de la sensibilitat als 3 mesos ($p=0,098$). **Gràfic 10.**

5. Freqüència espacial 18 cicles/grau

La sensibilitat al contrast mitjana pel nivell més alt de freqüència espacial en el nostre grup de pacients és de $4,47 \pm 4,398$ ($Z=1,856$, $p=0,002$). Els increments observats tant als 3 mesos, amb una sensibilitat mitjana de $7,06 \pm 9,691$ ($Z=1,965$, $p=0,001$), com als 6 mesos, amb una sensibilitat mitjana de $7,71 \pm 6,845$ ($Z=1,552$, $p=0,016$), no han sigut estadísticament significatius ($p=0,873$ i $p=0,069$, respectivament). **Gràfic 10.**

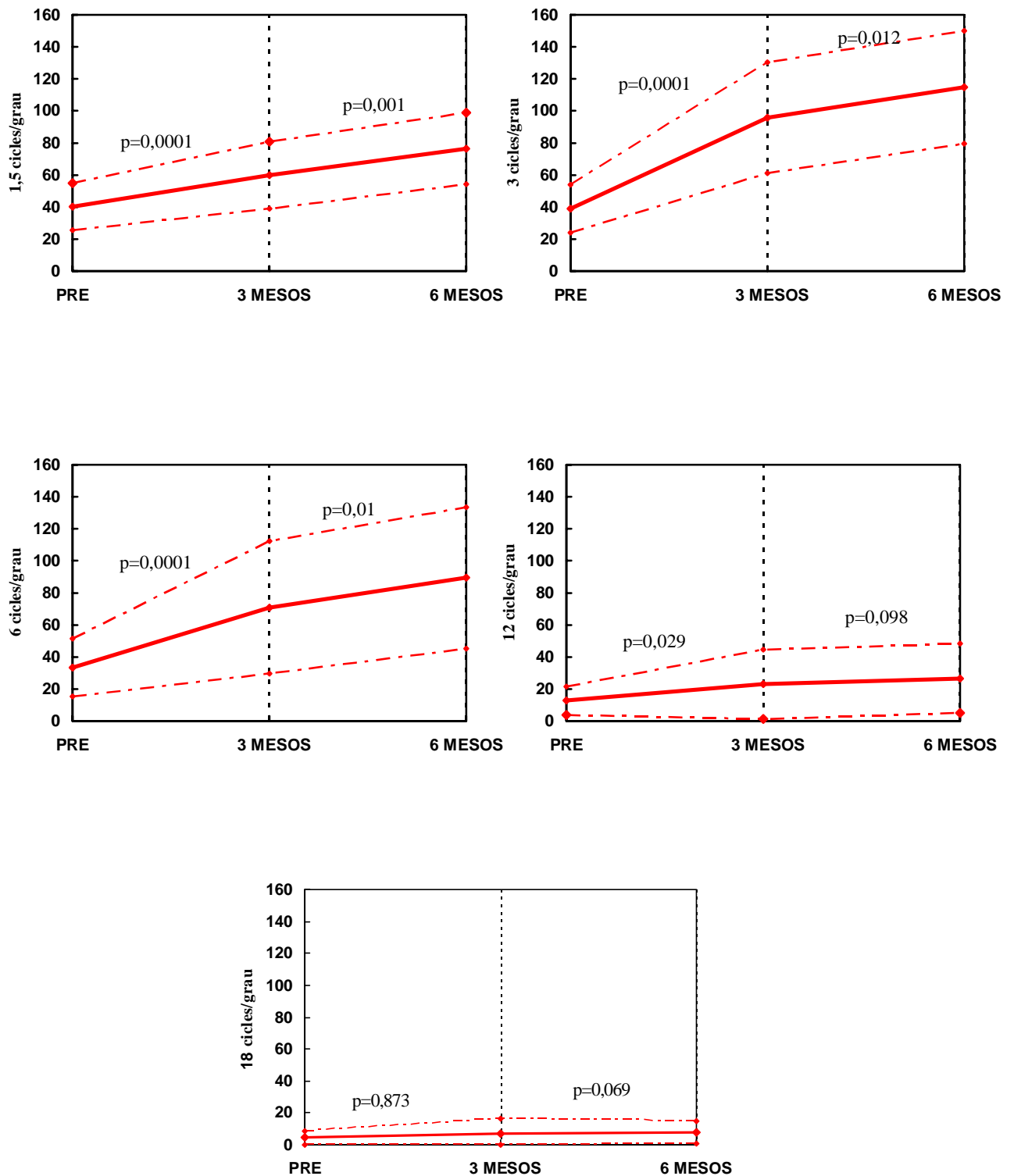
2.10.2. QÜESTIONARI DE QUALITAT VISUAL (RSVP)

1. Puntuació global del qüestionari

La puntuació mitjana del global del RSVP abans de la cirurgia és de $1,875 \pm 0,608$, distribuïda segons un model de normalitat ($Z=0,869$, $p=0,437$). Tres mesos després de la implantació de la ICL™, la puntuació mitjana millora fins a $1,431 \pm 0,309$ ($Z=0,893$, $p=0,403$), representant un descens estadísticament significatiu ($p=0,0001$). Als 6 mesos, la puntuació és $1,379 \pm 0,417$ ($Z=1,265$, $p=0,081$), que tot i representar una milloria amb significació estadística respecte de la puntuació preoperatoria ($p=0,001$) no ho és respecte de la del tercer mes ($p=0,612$). **Gràfic 11.**

2. Puntuació de la subescala Function

Preoperatoriament, la puntuació mitjana dels pacients en aquesta subescala del qüestionari RSVP ha estat $1,739 \pm 0,5884$ ($Z=1,136$, $p=0,151$). S'observa una disminució en la puntuació als 3 mesos de la subescala function fins a $1,151 \pm 0,212$ ($Z=1,813$, $p=0,003$), que representa una milloria estadísticament significativa ($p=0,0001$). Aquesta disminució continua als 6 mesos, essent la puntuació $1,126 \pm 0,222$ ($Z=1,878$, $p=0,002$), representant una milloria significativa respecte al preoperatori ($p=0,0001$) però no pas al tercer mes ($p=0,595$). **Gràfic 11.**



Gràfic 10. Representació de l'evolució de la sensibilitat al contrast en les seves diferents freqüències espacials després de la cirurgia, amb la significació estadística del canvi observat (p).

3. Puntuació de la subescala Drive

La puntuació mitjana d'aquesta escala abans de sotmetre els pacients a la cirurgia és de $2,331 \pm 1,011$, distribuïda segons un model de normalitat ($Z=1,351$, $p=0,052$). Tres mesos postoperatòriament, hi ha una milloria significativa ($p=0,029$) d'aquest valor fins a $1,840 \pm 0,77$ ($Z=1,557$, $p=0,016$), que se segueix d'una disminució de la puntuació als 6 mesos fins a $1,668 \pm 0,852$ ($Z=1,206$, $p=0,109$), que tot i ser una milloria amb significació estadística respecte del preoperatori ($p=0,029$) no ho és respecte del nivell aconseguit al tercer mes ($p=0,940$). **Gràfic 11.**

4. Puntuació de la subescala Symptoms

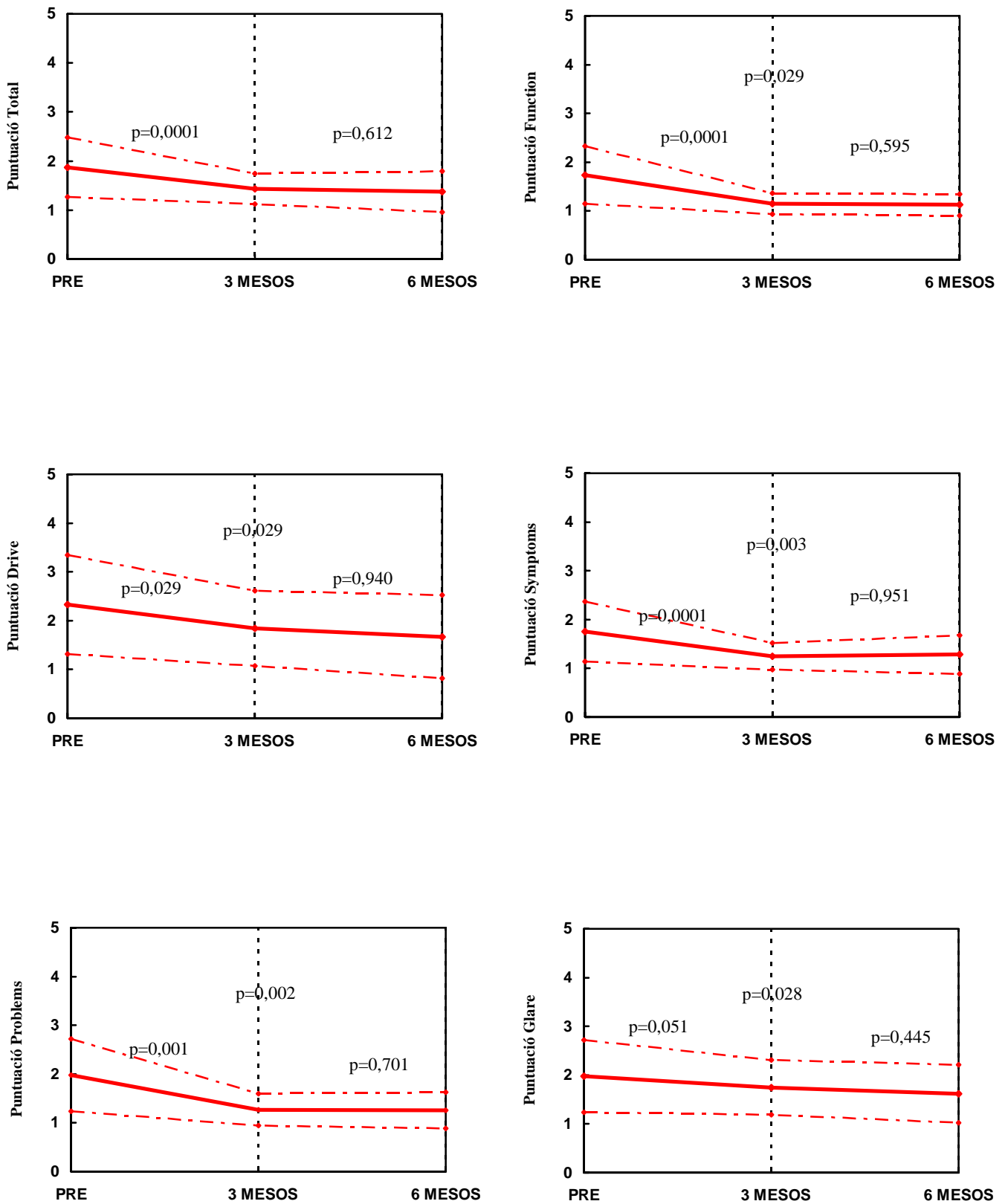
Abans de la cirurgia, la puntuació mitjana és de $1,758 \pm 0,613$, que segueix un model de distribució normal ($Z=1,113$, $p=0,168$). Després de la cirurgia, la puntuació als 3 mesos és de $1,246 \pm 0,27$ ($Z=1,643$, $p=0,009$), representant una milloria estadísticament significativa ($p=0,0001$). Aquest valor disminueix als 6 mesos fins a $1,283 \pm 0,394$ ($Z=1,591$, $p=0,013$), representant una milloria significativa respecte de la puntuació abans d'operar ($p=0,003$) però no significativa respecte de la puntuació mitjana als 3 mesos ($p=0,951$). **Gràfic 11.**

5. Puntuació de la subescala Problems

El valor mig preoperatori de la puntuació d'aquesta subescala dels pacients de la nostra mostra és $1,724 \pm 0,815$ ($Z=1,555$, $p=0,016$). Es produeix un descens significatiu ($p=0,001$) en la puntuació mitjana als 3 mesos fins un valor de $1,270 \pm 0,327$ ($Z=1,750$, $p=0,004$). La puntuació als 6 mesos és de $1,257 \pm 0,368$ ($Z=1,802$, $p=0,003$), que tot i no ser una milloria significativa respecte els 3 mesos ($p=0,701$), sí que ho és respecte del nivell preoperatori ($p=0,002$). **Gràfic 11.**

6. Puntuació de la subescala Glare

La puntuació preoperatori d'aquesta subescala és de $1,976 \pm 0,74$, distribuïda segons un model de normalitat estadística ($Z=1,036$, $p=0,234$). Postoperatòriament es produeix una milloria en aquesta subescala, però no és estadísticament significativa fins al sisè mes ($p=0,028$) amb un valor de $1,617 \pm 0,598$ ($Z=1,673$, $p=0,007$), ja que tot i disminuir als 3 mesos fins a $1,746 \pm 0,56$ ($Z=1,529$, $p=0,019$), aquest no és un canvi amb significació estadística ($p=0,051$). **Gràfic 11.**



Gràfic 11. Representació de la puntuació del qüestionari de qualitat visual, total i per subescales, abans de la implantació de la ICL™ i 3 i 6 mesos després.

2.10.3. ABERRACIONS OCULARS

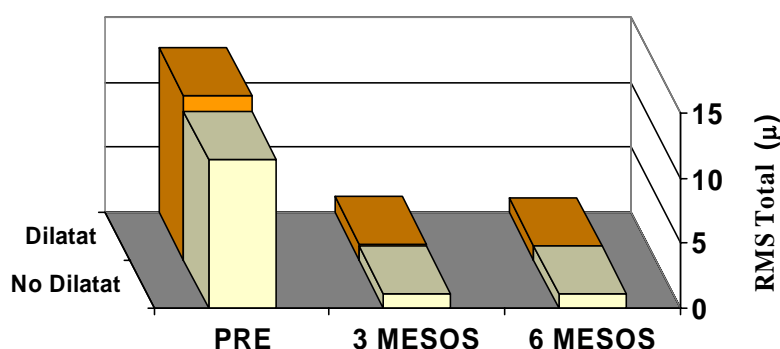
2.10.3.1. RMS TOTAL

a) Amb dilatació pupil·lar

L'RMS total mig de les aberracions preoperatories dels ulls dels pacients de la nostra mostra és de $12,676 \pm 3,837 \mu$, distribuït segons un model de normalitat estadística ($Z=0,610$, $p=0,851$). Als 3 mesos de la implantació de la lent fàquica, es produeix una reducció significativa ($p=0,0001$) en aquest valor fins a $1,231 \pm 0,541 \mu$ ($Z=0,982$, $p=0,290$). Als 6 mesos, aquesta disminució augmenta fins a $1,193 \pm 0,548 \mu$ ($Z=1,199$, $p=0,113$), que representa un canvi significatiu respecte del valor preoperatori ($p=0,0001$) però no del valor als 3 mesos ($p=0,485$). **Gràfic 12.**

b) Sense dilatació pupil·lar

L'RMS mig de les aberracions totals després de la dilatació farmacològica de la pupil·la, en la mesura preoperatoria, és $11,41 \pm 3,268 \mu$, seguint una distribució normal ($Z=0,638$, $p=0,810$). Als 3 mesos, aquest valor disminueix significativament ($p=0,026$) fins a $1,081 \pm 0,561 \mu$ ($Z=0,571$, $p=0,9$). Als 6 mesos, però, hi ha un augment en l'RMS global no significatiu ($p=0,238$) respecte dels 3 mesos, essent el valor $1,12 \pm 0,736 \mu$ ($Z=0,827$, $p=0,501$), però que igualment representa una disminució estadísticament significativa respecte d'abans de la cirurgia.



Gràfic 12. Evolució de l'RMS de totes les aberracions oculars després de la cirurgia, amb i sense dilatació.

c) Comparació RMS global amb dilatació i sense dilatació

L'RMS total no varia significativament amb la dilatació pupil·lar, ni en la mesura preoperatòria ($p=0,953$), ni als 3 ni als 6 mesos ($p=0,822$ i $p=0,871$, respectivament).

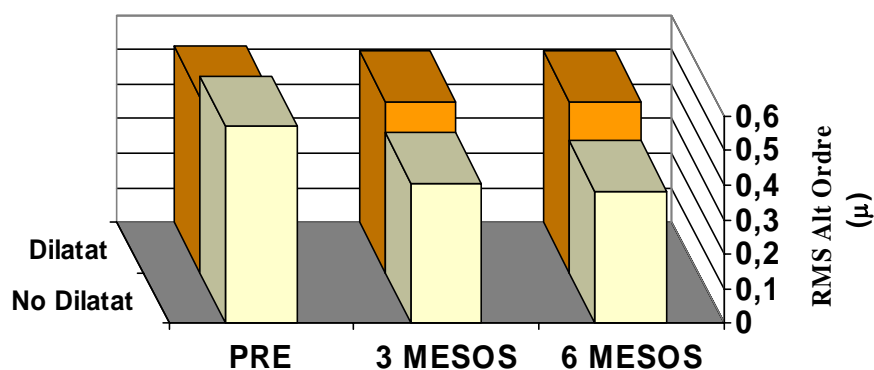
2.10.3.2. RMS DE LES ABERRACIONS D'ALT ORDRE (3r - 5è ordre)

a) Amb dilatació pupil·lar

L'RMS global mig de les aberracions d'alt ordre fins al 5è ordre dels ulls dels nostres pacients, mesurat preoperatòriament, és $0,509 \pm 0,283 \mu$, seguint una distribució normal ($Z=1,174$, $p=0,127$). Tres mesos després de la implantació de la ICLTM, RMS d'alt ordre disminueix fins a $0,494 \pm 0,218 \mu$ ($Z=0,92$, $p=0,365$), però sense representar un canvi significatiu ($p=0,795$). Als 6 mesos, l'RMS és de $0,494 \pm 0,231 \mu$ ($Z=1,254$, $p=0,086$), que tampoc representa una disminució significativa, ni respecte del valor preoperatori ($p=0,604$) ni del dels 3 mesos ($p=0,945$). **Gràfic 13.**

b) Sense dilatació pupil·lar

Abans de l'aplicació de tropicamida per la dilatació pupil·lar, l'RMS de les aberracions d'alt ordre preoperatori és de $0,57 \pm 0,573 \mu$, distribuït segons un model de normalitat estadística ($Z=1,083$, $p=0,192$). Tot i disminuir als 3 mesos fins a $0,406 \pm 0,198 \mu$ ($Z=0,690$, $p=0,728$) no es pot considerar un canvi amb significació estadística ($p=0,551$). Tampoc la disminució de l'RMS als 6 mesos a $0,382 \pm 0,195 \mu$ ($Z=0,685$, $p=0,736$) pot ser considerada com a significativa, ni respecte del valor preoperatori ($p=0,367$) ni del valor als 3 mesos ($p=0,475$).



Gràfic 13. Evolució de l'RMS de les aberracions d'alt ordre després de la cirurgia, amb dilatació i sense.

c) Comparació del RMS d'alt ordre amb dilatació i sense dilatació

Les diferències observades en l'RMS de les aberracions d'alt ordre en els nostres pacients no són estadísticament significatives en cap de les seves mesures, ni preoperatoriament ($p=0,217$), ni als 3 mesos ($p=0,432$) ni als 6 mesos ($p=0,15$).

2.10.3.3. RMS DE L'ASTIGMATISME (2n ordre)

a) Amb dilatació pupil·lar

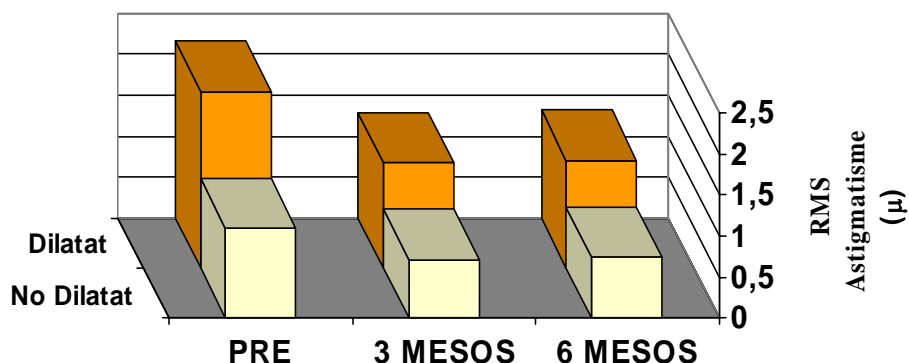
Preoperatoriament, l'RMS dels termes de Zernicke Z221 i Z220 és $2,156 \pm 1,452 \mu$, distribuït segons un model normal ($Z=0,887$, $p=0,411$). La disminució d'aquest valor fins a $1,287 \pm 0,844 \mu$ ($Z=0,927$, $p=0,357$) es pot considerar com un canvi amb significació estadística ($p=0,0001$). Tot i observar un augment en l'RMS de l'astigmatisme als 6 mesos fins a $1,314 \pm 0,845 \mu$ ($Z=1,036$, $p=0,233$) no pot ésser significatiu respecte dels 3 mesos ($p=0,801$), però sí una disminució significativa respecte del valor abans d'operar ($p=0,0001$).

b) Sense dilatació pupil·lar

L'RMS preoperatori sense la dilatació farmacològica de la pupil·la és de $1,094 \pm 0,933 \mu$ ($Z=1,091$, $p=0,185$). De manera similar a les mesures amb dilatació, aquest valor disminueix significativament als 3 mesos ($p=0,003$) fins a $0,715 \pm 0,511 \mu$ ($Z=1,202$, $p=0,111$), i pateix un increment no significatiu ($p=0,712$) als 6 mesos fins a $0,742 \pm 0,545 \mu$ ($Z=1,121$, $p=0,162$), però que representa una disminució significativa respecte de l'RMS preoperatori. **Gràfic 14.**

c) Comparació del RMS de l'astigmatisme ($Z_{2,2}$) amb dilatació i sense dilatació

Les diferències observades en l'RMS mig de l'astigmatisme de segon ordre abans i després de la dilatació de la pupil·la farmacològicament tenen significació estadística en totes les seves mesures ($p=0,0001$).



Gràfic 14. RMS de Z220 i Z221, amb i sense dilatació pupil·lar, abans i després de la cirurgia.

2.10.3.4. ABERRACIONS DE TERCER ORDRE

1. RMS TOTAL DE 3r ORDRE

a) Amb dilatació pupil·lar

Abans de la implantació de la ICL™, l'RMS mig de les aberracions de tercer ordre (coma i trefoil) després de la instil·lació de tropicamida és de $0,819 \pm 0,666 \mu$ ($Z=1,266$, $p=0,081$). Als 3 mesos de la cirurgia no hi ha un descens significatiu ($p=0,803$) d'aquest valor, tot i ser de $0,801 \pm 0,376 \mu$ ($Z=0,874$, $p=0,430$). De la mateixa manera, la disminució observada als 6 mesos fins a $0,796 \pm 0,379 \mu$ ($Z=1,150$, $p=0,142$) no pot ser considerada com un canvi amb significació estadística, ni respecte del valor als 3 mesos ($p=0,948$) ni respecte del valor abans de la cirurgia ($p=0,670$). **Gràfic 15.**

b) Sense dilatació pupil·lar

L'RMS mig preoperatori, en aquest cas, és $0,308 \pm 0,245 \mu$ ($Z=1,748$, $p=0,004$). Postoperatoriament, s'observa un increment no significatiu d'aquest valor, als 3 mesos ($p=0,140$) fins a $0,346 \pm 0,195 \mu$ ($Z=0,992$, $p=0,279$), i als 6 mesos ($p=0,423$) fins a $0,351 \pm 0,237 \mu$ ($Z=1,486$, $p=0,024$). L'increment observat entre el tercer i el sisè mes tampoc és estadísticament significatiu ($p=0,831$).

c) Comparació de l'RMS de tercer ordre amb dilatació i sense dilatació

L'RMS mig de les aberracions de tercer ordre observat abans i després de la dilatació pupil·lar presenta diferències amb significació estadística, tant abans ($p=0,0001$) com després de la cirurgia ($p=0,0001$).

2. RMS DEL COMA

a) Amb dilatació pupil·lar

Abans d'operar, l'aberració comàtica mitjana presenta un RMS de $0,605 \pm 0,623 \mu$, no distribuïda segons una corba de normalitat estadística ($Z=1,45$, $p=0,03$). Tres mesos després de la cirurgia, l'RMS mig és de $0,475 \pm 0,339 \mu$ ($Z=1,302$, $p=0,068$). Aquesta disminució, però, no té significació estadística ($p=0,333$). De la mateixa manera, als 6 mesos l'RMS és de $0,471 \pm 0,312 \mu$ ($Z=1,043$, $p=0,226$), però sense representar un canvi estadísticament significatiu ni respecte del preoperatori ($p=0,105$) ni dels 3 mesos ($p=1$).

b) Sense dilatació pupil·lar

El valor de l'RMS mig del coma abans de la cirurgia és $0,214 \pm 0,162 \mu$ ($Z=1,348$, $p=0,053$). De manera similar a les mesures observades després de la dilatació amb tropicamida, l'RMS disminueix no significativament ($p=0,629$) fins a $0,202 \pm 0,136 \mu$ ($Z=1,111$, $p=0,169$) als 3 mesos. Tres mesos després s'observa un augment no significatiu ($p=0,629$) en aquest valor fins a $0,207 \pm 0,157 \mu$ ($Z=1,216$, $p=0,104$).

Gràfic 16.

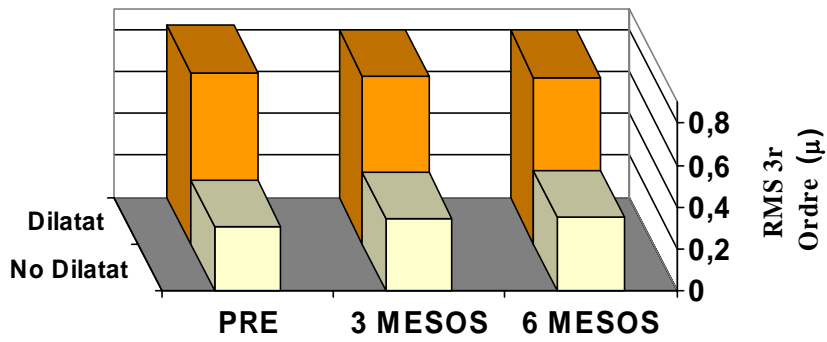
c) Comparació de l'RMS del coma amb dilatació i sense dilatació

Els valors de l'RMS del coma observats prèviament a la dilatació pupil·lars i després d'aquesta són estadísticament diferents en totes les seves mesures ($p=0,0001$).

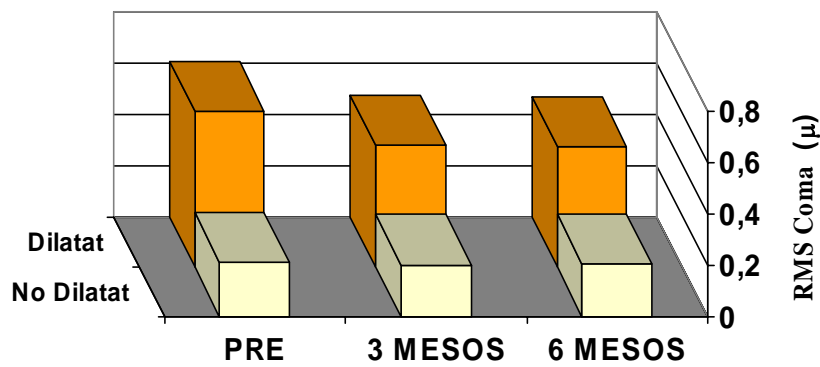
3. RMS DEL TREFOIL

a) Amb dilatació pupil·lar

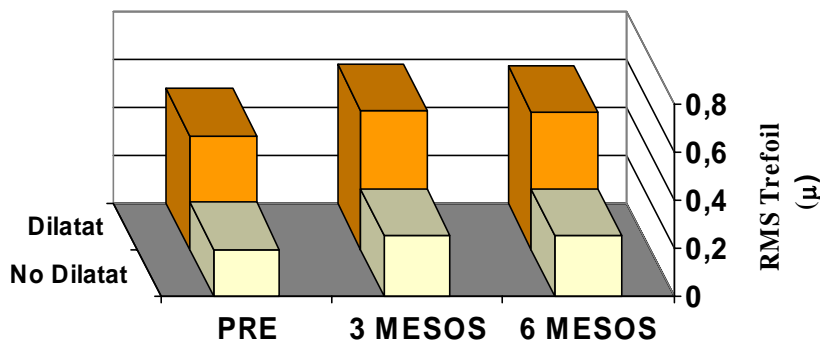
Preoperatoriament, l'RMS mig del trefoil de tercer ordre és $0,475 \pm 0,367 \mu$ ($Z=1,384$, $p=0,043$). Als 3 mesos es produeix un augment significatiu ($p=0,008$) de l'RMS mig



Gràfic 15 . Evolució de l'RMS de 3r ordre (μ) abans i després de la cirurgia, abans i després de la dilatació pupil·lar.



Gràfic 16 . Evolució de l'RMS del coma (μ) als 3 i 6 mesos després de la cirurgia.



Gràfic 17 . Increment de l'RMS del trefoil (μ) als 3 i 6 mesos de la implantació de la ICL™.

fins a un valor de $0,581 \pm 0,325 \mu$ ($Z=0,881$, $p=0,420$). Als 6 mesos, però l'RMS disminueix fins a $0,574 \pm 0,348 \mu$ ($Z=1,166$, $p=0,132$), que representa un augment significatiu respecte de l'RMS preoperatori ($p=0,04$) però no una disminució amb significació estadística respecte de l'RMS als 3 mesos ($p=0,946$). **Gràfic 17.**

b) Sense dilatació pupil·lar

L'RMS mig del trefoil, abans de la implantació de la lent intraocular fàquica, és de $0,198 \pm 0,208 \mu$ ($Z=1,694$, $p=0,006$). Després de la cirurgia, als 3 mesos, l'RMS mig augmenta significativament ($p=0,031$) fins a $0,2566 \pm 0,181 \mu$ ($Z=1,386$, $p=0,043$). Als 6 mesos hi ha un petit augment en aquest valor fins a $0,2562 \pm 0,215 \mu$ ($Z=1,431$, $p=0,033$) que no és significatiu respecte als 3 mesos ($p=0,669$) però sí respecte al preoperatori ($p=0,042$).

c) Comparació de l'RMS del trefoil amb dilatació i sense dilatació

L'RMS mig del trefoil mesurat sense dilatació pupil·lar és significativament diferent al mesurat després de la dilatació farmacològica, tant preoperatoriament com postoperatoriament ($p=0,0001$ respectivament).

2.10.3.5. ABERRACIONS DE QUART ORDRE

1. RMS TOTAL DE 4t ORDRE

a) Amb dilatació pupil·lar

Preoperatoriament, el valor mig de l'RMS de les aberracions de quart ordre és $0,651 \pm 0,523 \mu$ ($Z=1,561$, $p=0,015$). Als 3 mesos de la cirurgia, hi ha una disminució no significativa ($p=0,621$) d'aquest valor, fins a $0,580 \pm 0,308 \mu$ ($Z=0,750$, $p=0,627$). L'increment en l'RMS de 4t ordre observat als 6 mesos fins a $0,613 \pm 0,352 \mu$ ($Z=0,997$, $p=0,273$) no és una variació amb significació estadística ni respecte al valor preoperatori ($p=0,496$) ni respecte al valor mig als 3 mesos ($p=0,689$).

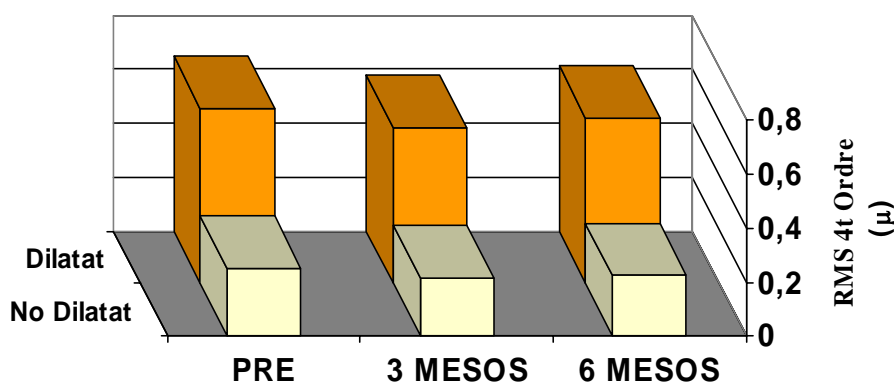
b) Sense dilatació pupil·lar

L'RMS mig preoperatori és $0,249 \pm 0,180 \mu$, distribuït segons un model de normalitat ($Z=1,278$, $p=0,076$). L'RMS als 3 mesos disminueix no significativament ($p=0,214$)

fins a $0,219 \pm 0,141 \mu$ ($Z=1,277$, $p=0,077$). De la mateixa manera, l'augment de l'RMS a $0,225 \pm 0,211 \mu$ ($Z=1,906$, $p=0,001$) als 6 mesos no és una variació significativa ni respecte al valor preoperatori ($p=0,108$) ni al dels 3 mesos ($p=0,848$). **Gràfic 18.**

c) Comparació de l'RMS de 4t ordre amb dilatació i sense dilatació

Els valors de l'RMS mig de 4t ordre són estadísticament diferents mesurats prèviament a la dilatació pupil·lar o després d'aquesta, en totes les mesures realitzades ($p=0,0001$).



Gràfic 18. Variacions de l'RMS de l'aberració de 4t ordre, després de la cirurgia.

2. ABERRACIÓ ESFÈRICA (Z400)

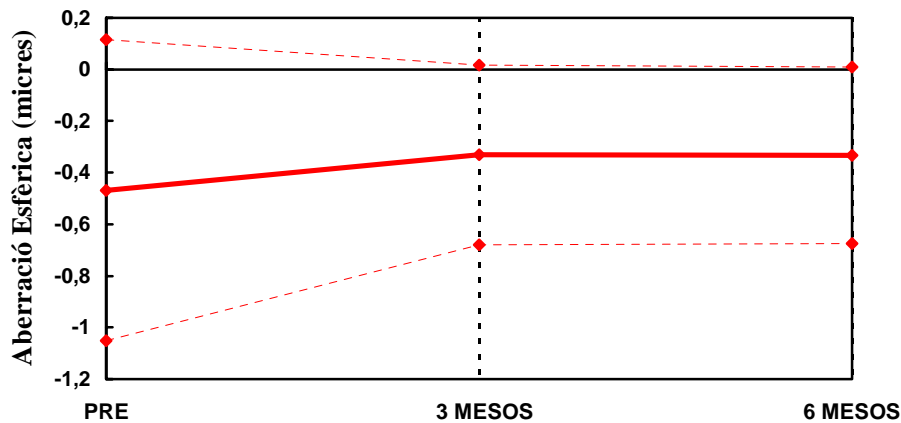
a) Amb dilatació pupil·lar

Abans de la implantació de la ICL™, el valor mig de Z400 és $-0,468 \pm 0,584 \mu$ ($Z=1,652$, $p=0,009$). Postoperatoriament, hi ha una disminució no significativa ($p=0,206$) d'aquest valor fins a $-0,331 \pm 0,348 \mu$ ($Z=0,808$, $p=0,532$). Als 6 mesos de la cirurgia, la Z400 mitjana augmenta no significativament ($p=0,931$) fins a $-0,333 \pm 0,341 \mu$ ($Z=1,095$, $p=0,182$), representant, també, una disminució sense significació estadística ($p=0,062$) respecte al valor preoperatori. **Gràfic 19.**

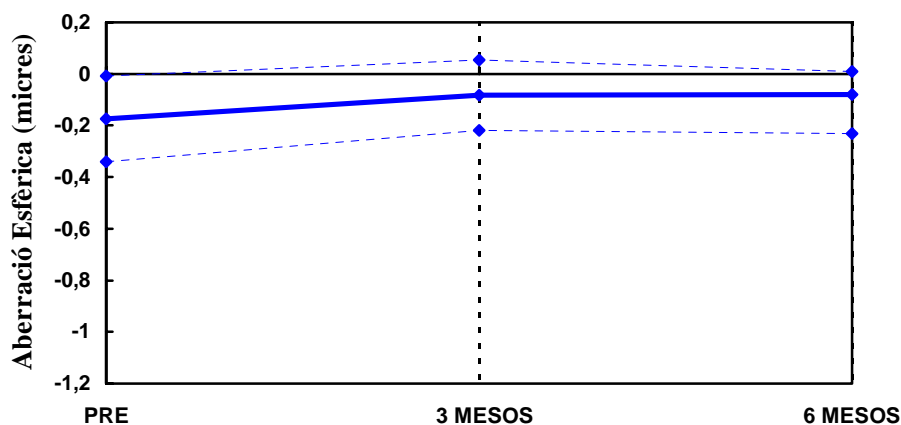
b) Sense dilatació pupil·lar

L'aberració esfèrica mitjana dels pacients abans de la dilatació és $-0,175 \pm 0,166 \mu$, seguint un model de distribució de normalitat estadística ($Z=1,348$, $p=0,053$). Quan es

mesura aquesta aberració als 3 mesos de la cirurgia s'observa una disminució significativa ($p=0,003$) fins a un valor de $-0,083 \pm 0,136 \mu$ ($Z=1,210$, $p=0,107$). Aquesta disminució encara es fa major als 6 mesos, fins a $-0,081 \pm 0,149 \mu$ ($Z=1,528$, $p=0,019$), que tot i no suposar un canvi significatiu ($p=0,643$) respecte del valor de Z400 als 3 mesos, sí que representa una disminució amb significació estadística respecte al valor preoperatori ($p=0,0001$). **Gràfic 20.**



Gràfic 19. Disminució global als 6 mesos de l'aberració esfèrica quan és mesurada després de la dilatació amb col·liri de tropicamida.



Gràfic 20. Disminució de l'aberració Z400 després de la implantació d'una lent fàquica tipus ICL™, mesurada sense dilatació pupil·lar farmacològica.

c) Comparació de Z400 amb dilatació i sense dilatació

El valor mig de Z400 mesurat sota dilatació farmacològica i sense dilatació és estadísticament diferent, tant preoperatoriament ($p=0,0001$) com després de la implantació de la lent ($p=0,0001$).

3. RMS DE L'ASTIGMATISME SECUNDARI

a) Amb dilatació pupil·lar

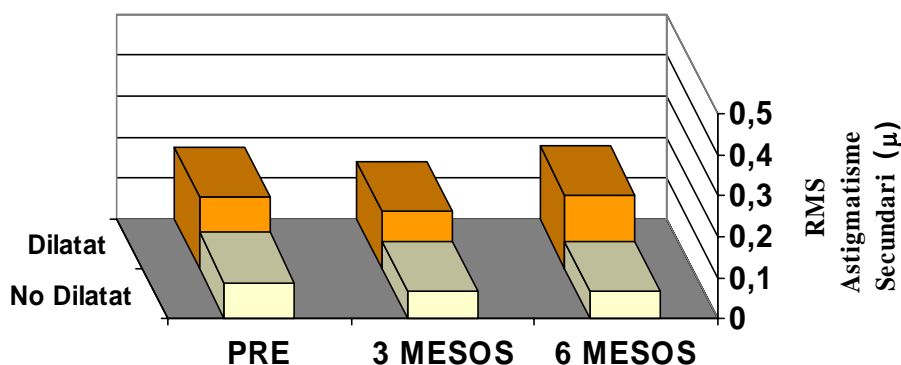
El valor mig preoperatori de l'astigmatisme secundari de quart ordre és $0,175 \pm 0,145 \mu$ ($Z=1,479$, $p=0,025$). Després de la cirurgia, als 3 mesos, es produeix una disminució no significativa en aquest valor fins a $0,139 \pm 0,094 \mu$ ($Z=1,293$, $p=0,071$). De la mateixa manera, l'augment observat als 6 mesos fins a $0,179 \pm 0,156 \mu$ ($Z=1,322$, $p=0,061$) no representa un canvi estadísticament significatiu respecte del valor preoperatori ($p=0,816$) ni del mesurat als 3 mesos ($p=0,131$).

b) Sense dilatació pupil·lar

Prèviament a la dilatació de la pupil·la, el valor mig de l'astigmatisme secundari preoperatori és $0,089 \pm 0,111 \mu$ ($Z=2,118$, $p=0,0001$). Postoperatoriament disminueix a $0,068 \pm 0,051 \mu$ ($Z=1,390$, $p=0,042$), tot i que no de manera estadísticament significativa ($p=0,997$). Als 6 mesos de la cirurgia, s'observa un increment no significatiu en aquest valor ($p=0,164$), fins a $0,068 \pm 0,051 \mu$ ($Z=1,390$, $p=0,042$), que tot i disminuir respecte del valor preoperatori, no representa una disminució global amb significació estadística ($p=0,638$).

c) Comparació de l'astigmatisme de quart ordre amb dilatació i sense dilatació

Les diferències observades entre els valors migs de l'astigmatisme abans i després de la dilatació amb tropicamida, amb RMS menors en totes les mesures sense midriasi farmacològica, són estadísticament significatives ($p=0,0001$).



Gràfic 21. Evolució de l'astigmatisme de quart ordre abans i 3 i 6 mesos després de la cirurgia.

4. RMS DEL QUADRAFOIL

a) Amb dilatació pupil·lar

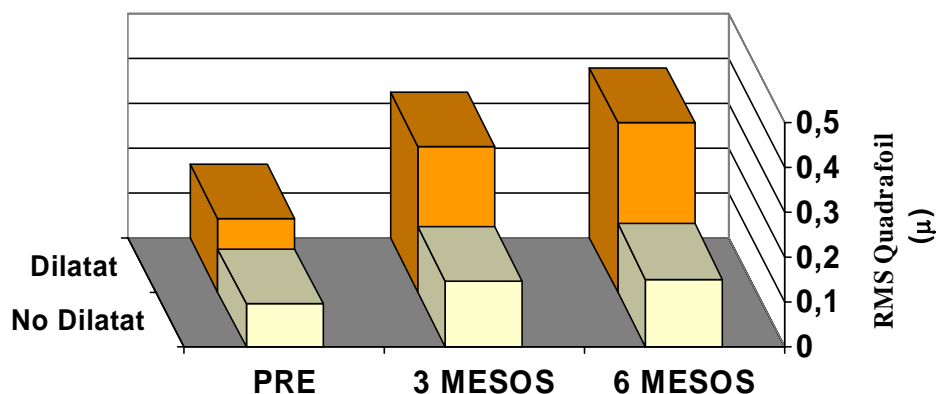
Abans de la cirurgia, l'RMS mig del quadrafoil dels ulls dels nostres pacients és $0,242 \pm 0,165 \mu$ ($Z=1,073$, $p=0,199$). Als 3 mesos de la cirurgia, el valor mig d'aquest RMS augmenta de manera significativa ($p=0,027$) fins a $0,324 \pm 0,230 \mu$ ($Z=0,855$, $p=0,458$). De manera similar, als 6 mesos s'observa un increment en l'RMS mig a $0,380 \pm 0,270 \mu$ ($Z=1,265$, $p=0,082$), que tot i no ser un canvi significatiu respecte del valor als 3 mesos ($p=0,241$) sí que és un augment estadísticament significatiu respecte de l'RMS preoperatori mig ($p=0,001$).

b) Sense dilatació pupil·lar

L'RMS mig preoperatori és $0,097 \pm 0,081 \mu$ ($Z=1,870$, $p=0,029$). Passats 3 mesos de la implantació de la ICL™, aquest valor augmenta a $0,147 \pm 0,116 \mu$ ($Z=1,173$, $p=0,127$), tot i que no de manera significativa ($p=0,052$). Als 6 mesos, també s'observa un increment en l'RMS mig fins a $0,152 \pm 0,171 \mu$ ($Z=1,903$, $p=0,001$) que tot i no representar un canvi significatiu respecte dels 3 mesos ($p=0,763$), sí que ho és respecte del valor preoperatori ($p=0,031$).

c) Comparació RMS del quadrafoil de quart ordre amb dilatació i sense dilatació pupil·lar

Tots els valors de l'RMS mig del quadrafoil, tant abans de la cirurgia com 3 i 6 mesos després, són estadísticament diferents mesurats abans i després de la dilatació de la pupil·la amb tropicamida.



Gràfic 22. Increment de l'RMS del quadrafoil després de la cirurgia, tant mesurat amb dilatació com sense.

2.10.3.6. ABERRACIONS DE CINQUÈ ORDRE

1. RMS TOTAL DE 5È ORDRE

a) Amb dilatació pupil·lar

El valor mig de l'RMS del coma secundari, del trefoil secundari i del pentafoil, després de la dilatació de la pupil·la és $0,246 \pm 0,162 \mu$ ($Z=1,653$, $p=0,008$). Als 3 mesos de la cirurgia s'observa un increment significatiu ($p=0,002$) d'aquest valor fins a $0,332 \pm 0,181 \mu$, distribuït segons un model de normalitat estadística ($Z=0,896$, $p=0,399$). Sis mesos després de la cirurgia, es produeix un descens en l'RMS mig fins a $0,297 \pm 0,150 \mu$ ($Z=0,741$, $p=0,642$), que no representa un canvi significatiu respecte al valor als 3 mesos, però sí un increment amb significació estadística respecte al valor preoperatori.

b) Sense dilatació pupil·lar

L'increment observat en l'RMS de 5è ordre després de la cirurgia, passant d'un valor de $0,105 \pm 0,071 \mu$ a $0,129 \pm 0,087 \mu$ als 3 mesos, no és estadísticament significatiu

($p=0,502$). De la mateixa manera, el valor observat als 6 mesos de $0,138 \pm 0,136 \mu$ ($Z=1,919$, $p=0,001$) no representa un increment significatiu ni respecte al preoperatori ($p=0,191$) ni als 3 mesos ($p=0,757$). **Gràfic 23.**

c) Comparació de l'RMS de 5è ordre amb dilatació pupil·lar i sense dilatació

S'observen canvis estadísticament significatius entre els RMS migs amb dilatació farmacològica i sense, tant en les mesures preoperatories ($p=0,0001$) com als 3 i 6 mesos ($p=0,0001$).

2. RMS DEL COMA SECUNDARI

a) Amb dilatació pupil·lar

El valor mig de l'RMS del coma de 5è ordre, després de la dilatació de la pupil·la, és $0,118 \pm 0,084 \mu$ ($Z=1,286$, $p=0,073$). Als 3 mesos de la cirurgia, es produeix un augment no significatiu ($p=0,957$) fins a $0,132 \pm 0,125 \mu$ ($Z=1,919$, $p=0,001$). D'una manera similar, als 6 mesos, s'observa un altre increment sense significació estadística ($p=0,228$), resultant l'RMS en $0,137 \pm 0,088 \mu$ ($Z=1,238$, $p=0,093$). Aquest increment als 6 mesos tampoc representa un canvi global significatiu respecte del valor preoperatori ($p=0,242$). **Gràfic 24.**

b) Sense dilatació pupil·lar

Abans de la cirurgia, l'RMS del coma secundari és $0,056 \pm 0,049 \mu$, seguint una distribució normal ($Z=1,231$, $p=0,097$). Als 3 mesos s'observa una disminució no significativa ($p=0,630$) fins a $0,056 \pm 0,042 \mu$ ($Z=1,078$, $p=0,195$). De manera inversa, als 6 mesos s'observa un increment en el valor mig fins a $0,061 \pm 0,058 \mu$ ($Z=1,524$, $p=0,019$), que no representa un canvi significatiu ni respecte als 3 mesos ($p=0,675$) ni respecte al preoperatori ($p=0,901$).

c) Comparació del coma secundari amb dilatació i sense dilatació pupil·lar

Tots els valors migs del coma de cinquè ordre, mesurats pre i postoperatoriament, abans i després de la instil·lació de col·liri de tropicamida són estadísticament diferents ($p=0,0001$).

3. RMS DEL TREFOIL SECUNDARI

a) Amb dilatació pupil·lar

L'RMS mig preoperatori després de la dilatació pupil·lar és $0,104 \pm 0,087 \mu$, distribuït segons un model de normalitat estadística ($Z=1,235$, $p=0,095$). Després de la implantació de la LIO fàquica, als 3 mesos, s'observa un increment significatiu ($p=0,018$) d'aquest valor, fins a $0,144 \pm 0,099 \mu$ ($Z=0,990$, $p=0,280$). Als 6 mesos, però, l'RMS del trefoil secundari es redueix fins a $0,118 \pm 0,103 \mu$ ($Z=1,474$, $p=0,026$), essent un canvi no estadísticament significatiu ni respecte als 3 mesos ($p=0,062$) ni respecte a l'RMS preoperatori ($p=0,221$). **Gràfic 25.**

b) Sense dilatació pupil·lar

Prèviament a la cirurgia, l'RMS del trefoil secundari és $0,049 \pm 0,04 \mu$ ($Z=0,957$, $p=0,319$). Als 3 mesos s'observa una disminució no significativa ($p=0,077$) fins a $0,045 \pm 0,029 \mu$ ($Z=0,992$, $p=0,279$). De manera similar, als 6 mesos es produeix una altra disminució fins a $0,044 \pm 0,041 \mu$ ($Z=1,411$, $p=0,037$), no significativa ni en comparació al valor preoperatori ($p=0,406$) ni als 3 mesos ($p=0,16$).

c) Comparació entre RMS amb dilatació i sense dilatació pupil·la

Els RMS migs observats, abans i després d'operar, sense i amb dilatació de la pupil·la, són en tots els casos diferents, amb significació estadística ($p=0,0001$).

4. RMS DEL PENTAFOIL

a) Amb dilatació pupil·lar

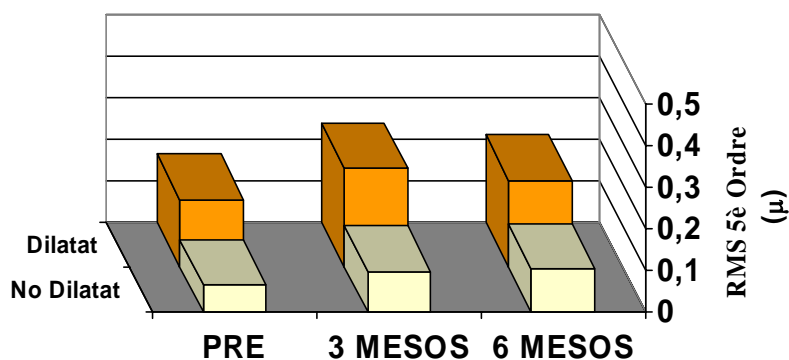
Abans de la implantació de la ICL™, l'RMS mig del pentafoil és $0,163 \pm 0,144 \mu$ ($Z=1,706$, $p=0,006$). S'observa un increment significatiu als 3 mesos de la cirurgia ($p=0,001$) fins a $0,238 \pm 0,151 \mu$ ($Z=1,245$, $p=0,09$). Pel contrari, als 6 mesos, s'observa una reducció fins a $0,209 \pm 0,124 \mu$ ($Z=0,88$, $p=0,421$) que tot i no representar un canvi significatiu respecte dels 3 mesos ($p=0,208$) sí que representa un increment estadísticament significatiu respecte del valor preoperatori ($p=0,015$).

b) Sense dilatació pupil·lar

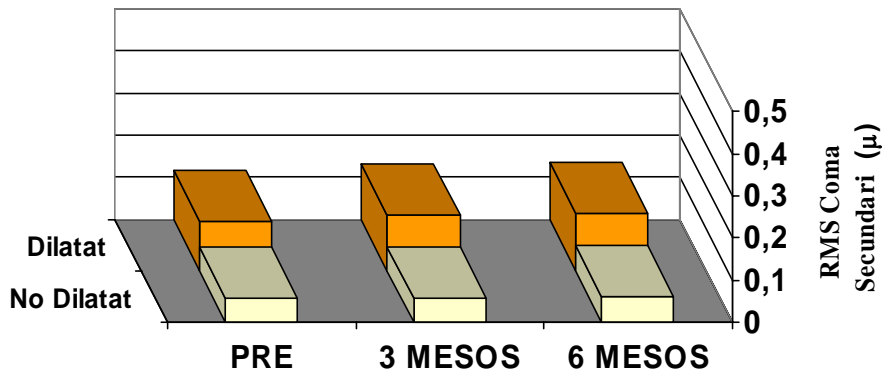
L'RMS preoperatori mig del pentafoil dels ulls de la nostra mostra, abans de la dilatació, és $0,064 \pm 0,047 \mu$, distribuït segons un model de normalitat estadística ($Z=1,004$, $p=0,266$). L'increment als 3 mesos fins a $0,098 \pm 0,082 \mu$ ($Z=1,17$, $p=0,129$) no es pot considerar significatiu ($p=0,11$). Als 6 mesos, però, s'observa un augment fins a $0,105 \pm 0,124 \mu$ ($Z=1,913$, $p=0,001$) que pot ser considerat un increment global significatiu del pentafoil preoperatori ($p=0,033$), però no pas respecte al valor del tercer mes ($p=0,949$). **Gràfic 26.**

c) Comparació de l'RMS amb dilatació i sense dilatació

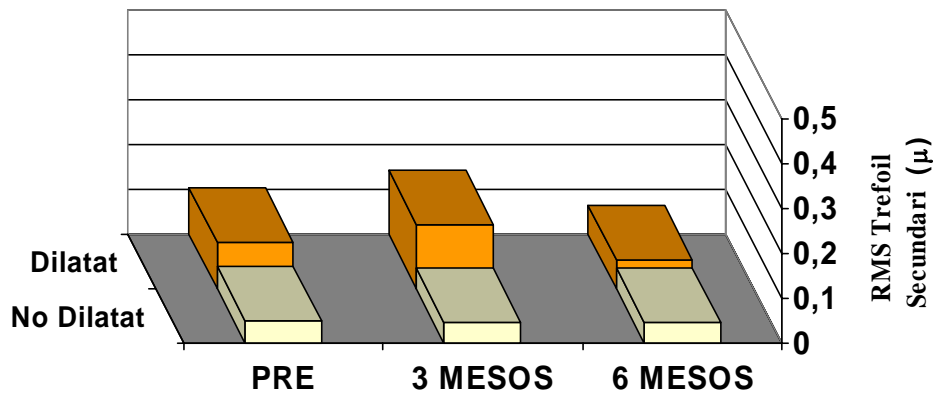
La variació en l'RMS del pentafoil observada al dilatar la pupil·la és significativa, tant preoperatoria ($p=0,0001$) com als 3 i 6 mesos després de la implantació de la ICL™ ($p=0,0001$, respectivament).



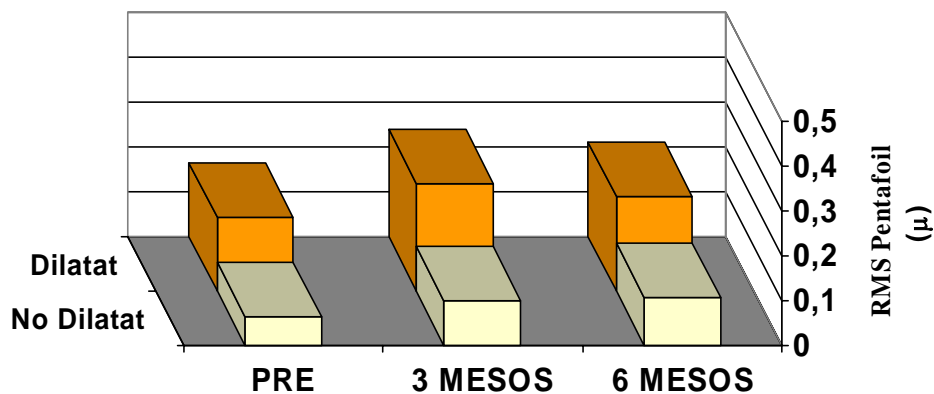
Gràfic 23. Evolució de l'RMS de 5è ordre, mesurat en midriasi i sense, després de la cirurgia.



Gràfic 24. Variacions en l'RMS del coma de cinquè ordre als 3 i 6 mesos de la cirurgia.



Gràfic 25. Canvis observat en l'RMS del trefoil de 3r ordre amb la cirurgia, tant abans com després de la dilatació pupil·lar.

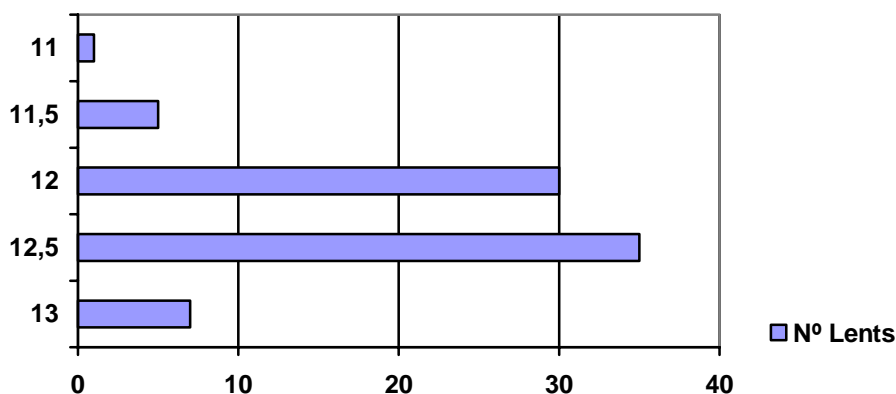


Gràfic 26. Evolució de l'RMS del pentafoil als 6 mesos de la implantació de la lent.

3. DESCRIPCIÓ DE LES CARACTERÍSTIQUES DE LA TÈCNICA QUIRÚRGICA

3.1. DIÀMETRE TOTAL DE LA ICL™

El diàmetre total mig de les 78 lents ICL™ implantades en els nostres pacients és de $12,269 \pm 0,4$ mm, no seguint una distribució normal ($Z=2,263$, $p=0,0001$). **Taula 3.**



Taula 3. Diagrama de barres amb la freqüència absoluta d'aparició de cadascun dels diàmetres totals (mm) de les ICL™ implantades en els nostres pacients.

3.2. POTÈNCIA DE LA ICL™

La potència mitjana de les ICL™ implantades és $-12,67 \pm 2,31$ D (rang -7 a -16,5).

3.3. EFECTIVITAT DE LA CIRURGIA

L'efectivitat d'una tècnica quirúrgica es pot definir com l'índex entre l'AVsc mitjana aconseguida després de la implantació de la ICL™ i l'AVcc mitjana abans de la cirurgia. En el nostre grup de pacients, aquest índex als 3 mesos és de $89,74 \pm 16,29$ ($Z=1,853$, $p=0,002$). Als 6 mesos, s'observa un augment d'aquest índex fins arribar al $91,13 \pm 24,85$ ($Z=1,070$, $p=0,202$), però sense significació estadística ($p=0,681$).

3.4. PREDICTIBILITAT DE LA CIRURGIA

De la nostra mostra de pacients, 55 dels seus ulls (79,71%) tenen un equivalent esfèric (EqE) als 6 mesos de la cirurgia entre +0,50 D i -0,50 D, i els 14 restants (20,28%) tenen un EqE superior o inferior a aquest valor.

Quan ampliem la predictibilitat de la tècnica quirúrgica al percentatge d'ulls amb un EqE als 6 mesos entre +1,00D i -1,00D, són 64 ulls (92,75%) els que estan entre aquest rang d'EqE i només 5 ulls (7,24%) els que tenen un EqE superior a +1,00D o inferior a -1,00D.

3.5. ESTABILITAT DE LA CIRURGIA

Per analitzar l'estabilitat de la tècnica quirúrgica, s'avalua el canvi en la refracció ocular al llarg del temps, després de la implantació de la ICL™. En la nostra mostra de pacients, la disminució en l'equivalent esfèric (EqE) observat entre els 3 mesos i els 6 mesos després de la cirurgia, no és estadísticament significatiu ($p=0,831$).

- 3 mesos: $-0,331 \pm 0,411$ D

- 6 mesos: $-0,309 \pm 0,404$ D.

3.6. SEGURETAT DE LA CIRURGIA

L'índex de seguretat s'entén com la relació entre l'AVcc mitjana aconseguida després de la cirurgia i l'AVcc mitjana preoperatòria. D'aquesta manera, la seguretat de la implantació d'una lent fàquica en els nostres pacients, als 3 mesos, ha estat $103,82 \pm 9,31$ ($Z=2,993$, $p=0,0001$), incrementant-se no significativament ($p=0,253$) fins a $103,86 \pm 20,37$ ($Z=1,58$, $p=0,014$).

4. RESULTATS DE LA QUALITAT VISUAL EN FUNCIO DE L'EDAT

4.1. SENSIBILITAT AL CONTRAST

4.1.1. En funció de l'edat

No s'ha observat correlació estadísticament significativa entre la sensibilitat al contrast, per cap de les freqüències espacials, i l'edat, ni abans de la cirurgia ni als 6 mesos d'aquesta, en el nostre grup de pacients. **Taula 4.**

	n	Correlació	Significació
Preoperatori			
1,5 cicles/grau	47	Rs=0,018	p=0,903
3 cicles/grau	47	Rp=0,159	p=0,285
6 cicles/grau	47	Rp=0,250	p=0,090
12 cicles/grau	47	Rp=-0,005	p=0,975
18 cicles/grau	47	Rs=0,223	p=0,132
Postoperatori			
1,5 cicles/grau	66	Rs=-0,049	p=0,698
3 cicles/grau	66	Rs=-0,017	p=0,891
6 cicles/grau	66	Rs=0,007	p=0,955
12 cicles/grau	66	Rs=0,036	p=0,775
18 cicles/grau	66	Rs=-0,088	p=0,481

Taula 4. Coeficients de correlació d'Spearman (Rs) i Pearson (Rp), amb la significació estadística (p), entre l'edat i totes les freqüències de sensibilitat al contrast.

4.1.2. Comparació en els dos grups de pacients segons l'edat

Preoperatoriament, l'única freqüència espacial en la que les diferències entre ambdós grups són estadísticament significatives ($p=0,048$) és 6 cicles/grau, en la que el grup A(19-35) té una pitjor sensibilitat al contrast ($27,96 \pm 15,16$) que no pas el grup B(35-50) ($38,38 \pm 19,58$).

Després de la cirurgia, cap de les freqüències espacials presenta una diferència significativa entre ambdós grups (**Taula 5**).

	n		Mitjana ± Desviació		Significació
	Grup A	Grup B	Grup A	Grup B	
Preoperatori					
1,5 cicles/grau	23	24	41,6±16,0	38,6±13,3	p=0,607
3 cicles/grau	23	24	39,0±15,3	38,8±14,9	p=0,970
6 cicles/grau	23	24	27,9±15,1	38,3±19,5	p=0,048
12 cicles/grau	23	24	13,3±7,7	12,0±10,2	p=0,625
18 cicles/grau	23	24	3,5±4,1	5,3±4,5	p=0,196
Postoperatori					
1,5 cicles/grau	31	35	78,4±20,2	74,6±24,0	p=0,576
3 cicles/grau	31	35	78,4±20,2	74,6±24,0	p=0,610
6 cicles/grau	31	35	118,2±33,2	111,8±37,0	p=0,916
12 cicles/grau	31	35	25,6±19,2	27,4±24,0	p=0,897
18 cicles/grau	31	35	8,5±7,5	6,9±6,1	p=0,428

Taula 5. Mitjana i desviació de la sensibilitat per cada freqüència espacial, en els dos grups de pacients (A i B) segons l'edat major o menor a 34 anys.

4.2. QÜESTIONARI DE QUALITAT RSVP

4.2.1. En funció de l'edat

En la nostra mostra de pacients, abans de la implantació de la ICL™, no s'observa correlació amb significació estadística entre l'edat i cap de les subescales del qüestionari de qualitat visual, ni com tampoc amb la puntuació total del qüestionari.

Als 6 mesos de la cirurgia, s'observa una pitjor puntuació en les subescales Function ($R_s=0,278$), Problem ($R_p=0,197$) i Glare ($R_p=0,201$) a mesura que l'edat dels pacients augmenta, tot i que cap d'elles és estadísticament significativa ($p=0,106$, $p=0,255$ i $p=0,246$, respectivament) (**Taula 6**).

4.2.2. Comparació en els dos grups de pacients segons l'edat

De la mateixa manera que en l'estudi de la sensibilitat al contrast, es divideix la mostra en dos grups, segons tinguin 34 o menys anys (Grup A), o bé en tinguin més de 34 (Grup B). En cap de les subescales ni en la puntuació total del qüestionari, les diferències observades entre els dos grups tenen significació estadística, tant pre com 6 mesos postoperatoriament (**Taula 7**).

	n	Correlació	Significació
Preoperatori			
Total	38	Rp=-0,045	p=0,791
Function	38	Rp=0,021	p=0,900
Drive	35	Rp=0,081	p=0,645
Symptoms	38	Rp=-0,047	p=0,780
Problems	38	Rs=0,069	p=0,679
Glare	38	Rp=0,201	p=0,132
Postoperatori			
Total	35	Rp=0,102	p=0,560
Function	35	Rs=0,278	p=0,106
Drive	31	Rp=0,089	p=0,635
Symptoms	35	Rs=0,064	p=0,717
Problems	35	Rp=0,201	p=0,246
Glare	35	Rp=-0,088	p=0,481

Taula 6. Correlació (Rs/Rp), amb grau de significació estadística (p), entre les diferents freqüències espacials de sensibilitat al contrast, i l'edat dels pacients de la mostra.

	n		Mitjana ± Desviació		Significació
	Grup A	Grup B	Grup A	Grup B	
Preoperatori					
Total	19	19	1,89±0,60	1,85±0,62	p=0,845
Function	19	19	1,70±0,61	1,77±0,57	p=0,725
Drive	17	18	2,33±1,04	2,32±1,01	p=0,983
Symptoms	19	19	1,74±0,59	1,76±0,65	p=0,917
Problems	19	19	1,71±0,76	1,73±0,88	p=0,918
Glare	19	19	2,07±0,67	1,87±0,80	p=0,425
Postoperatori					
Total	17	18	1,31±0,37	1,44±0,30	p=0,560
Function	17	18	1,10±0,24	1,14±0,20	p=0,106
Drive	15	16	1,54±0,79	1,78±0,91	p=0,635
Symptoms	17	18	1,22±0,27	1,33±0,48	p=0,717
Problems	17	18	1,22±0,41	1,28±0,32	p=0,607
Glare	17	18	1,50±0,53	1,72±0,65	p=0,246

Taula 7. Sensibilitat al contrast segons freqüència espacial (mitjana i desviació) en els dos grups d'edat: A (19-34 anys) i B (34-50 anys), i significació estadística de la diferència.

4.3. ABERRACIONS OCULARS

4.3.1. En funció de l'edat

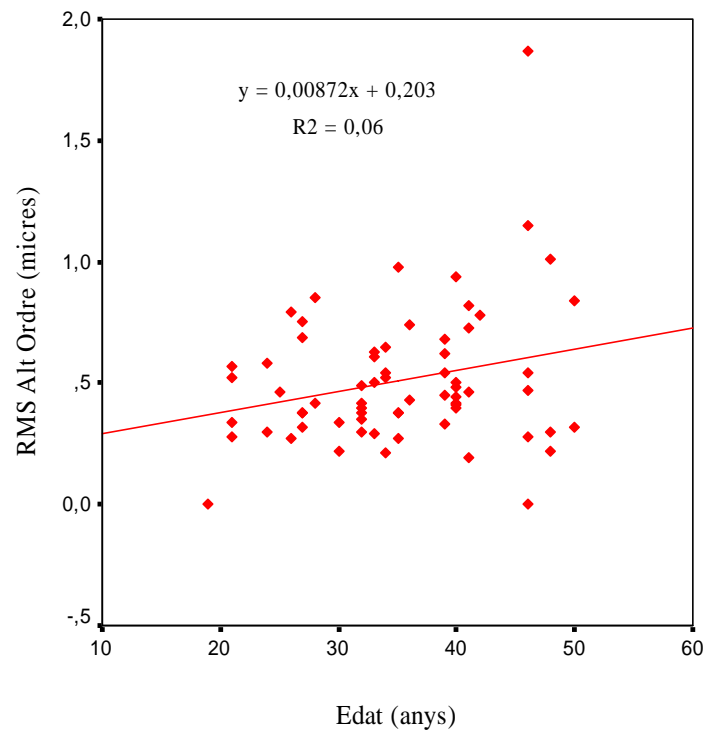
En el nostre grup de pacients, les aberracions d'alt ordre no es correlacionen significativament amb l'edat, a excepció de l'RMS del total de les aberracions d'alt ordre mesurat preoperatòriament i després de la dilatació amb col·liri de tropicamida ($r=0,246$, $p=0,045$). En tota la resta d'exploracions de les aberracions, tant preoperatòriament com 6 mesos després de la cirurgia, i tant amb dilatació pupil·lar com sense aquesta, tot i observar-se una discreta tendència a l'augment de les aberracions amb l'edat, en cap cas presenta significació estadística (**Taula 8**).

	PREOPERATORI			POSTOPERATORI			
	n	Correlació	Significació	n	Correlació	Significació	
Amb dilatació	Amb dilatació						
RMS alt ordre	67	Rp=0,246	p=0,045	RMS alt ordre	67	Rp=0,09	p=0,471
RMS 2n ordre*	67	Rp=-0,032	p=0,798	RMS 2n ordre*	67	Rp=-0,138	p=0,266
RMS 3r ordre	67	Rp=0,158	p=0,200	RMS 3r ordre	67	Rp=0,173	p=0,161
RMS coma	67	Rs=0,064	p=0,606	RMS coma	67	Rp=0,142	p=0,253
RMS trefoil	67	Rp=0,016	p=0,016	RMS trefoil	67	Rp=-0,085	p=0,493
RMS 4t ordre	67	Rs=0,082	p=0,508	RMS 4t ordre	67	Rp=-0,001	p=0,996
RMS Z400**	67	Rs=-0,201	p=0,103	RMS Z400**	67	Rp=-0,026	p=0,836
RMS 5è ordre	67	Rs=0,017	p=0,892	RMS 5è ordre	67	Rp=-0,035	p=0,779
Sense dilatació	Sense dilatació						
RMS alt ordre	13	Rp=0,219	p=0,471	RMS alt ordre	29	Rp=0,042	p=0,827
RMS 2n ordre*	70	Rp=0,077	p=0,527	RMS 2n ordre*	66	Rp=-0,158	p=0,204
RMS 3r ordre	70	Rs=0,03	p=0,803	RMS 3r ordre	66	Rs=0,088	p=0,483
RMS coma	70	Rp=0,139	p=0,251	RMS coma	66	Rp=-0,047	p=0,708
RMS trefoil	65	Rp=0,026	p=0,833	RMS trefoil	66	Rs=0,013	p=0,918
RMS 4t ordre	65	Rp=0,019	p=0,881	RMS 4t ordre	66	Rs=0,099	p=0,430
RMS Z400**	66	Rp=-0,029	p=0,820	RMS Z400**	66	Rs=-0,079	p=0,530
RMS 5è ordre	61	Rp=0,145	p=0,291	RMS 5è ordre	61	Rs=0,041	p=0,755

Taula 8. Correlació (Rs/Rp) entre els diferents ordres d'aberracions oculars (mesurades abans i 6 mesos després de la cirurgia, i abans i després de la dilatació) i l'edat dels pacients.

* RMS de l'astigmatisme de 2n ordre (Z221, Z220)

** RMS de l'aberració esfèrica (Z400)



Gràfic 27. Diagrama de dispersió de l'RMS de les aberracions d'alt ordre (μ), mesurades sense dilatar, en funció de l'edat dels pacients (anys), amb la recta l'equació de regressió, abans de la implantació de la ICLTM ($p=0,045$).

4.3.2. Comparació en els dos grups de pacients segons l'edat

S'ha comparat l'RMS de les diferents aberracions en els dos grups de pacients, tant abans de la cirurgia com després, tant sense (**Taula 9**) com amb dilatació pupil·lar (**Taula 10**). S'observa una lleugera tendència a un major nombre d'aberracions en el grup B (35-50), tot i que no és estadísticament significativa, a excepció de l'aberració esfèrica als 6 mesos de la cirurgia, mesurada després de la instal·lació de tropicamida, on els pacients joves tenen menor RMS ($-0,31 \pm 0,44\mu$) que no pas els pacients grans ($-0,61 \pm 0,66\mu$), essent aquesta diferència significativa ($p=0,048$).

a) Sense dilatació pupil·lar

	n		Mitjana \pm Desviació (μ)		Significació
	Grup A	Grup B	Grup A	Grup B	
Preoperatori					
RMS alt ordre	8	5	0,43 \pm 0,17	0,80 \pm 0,90	p=0,405
RMS 2n ordre*	35	35	0,99 \pm 0,68	1,19 \pm 1,12	p=0,372
RMS 3r ordre	35	35	0,26 \pm 0,14	0,35 \pm 0,31	p=0,514
RMS coma	35	35	0,18 \pm 0,10	0,24 \pm 0,20	p=0,130
RMS trefoil	35	35	0,17 \pm 0,11	0,22 \pm 0,27	p=0,668
RMS 4t ordre	32	33	0,22 \pm 0,13	0,26 \pm 0,21	p=0,398
RMS Z400**	32	33	-0,16 \pm 0,13	-0,18 \pm 0,19	p=0,494
RMS 5è ordre	28	27	0,09 \pm 0,05	0,11 \pm 0,08	p=0,165
Postoperatori					
RMS alt ordre	13	16	0,36 \pm 0,21	0,39 \pm 0,18	p=0,700
RMS 2n ordre*	34	32	0,84 \pm 0,68	0,63 \pm 0,32	p=0,102
RMS 3r ordre	33	33	0,33 \pm 0,24	0,36 \pm 0,23	p=0,299
RMS coma	34	32	0,20 \pm 0,18	0,20 \pm 0,11	p=0,949
RMS trefoil	34	32	0,25 \pm 0,21	0,25 \pm 0,21	p=0,817
RMS 4t ordre	34	32	0,20 \pm 0,22	0,24 \pm 0,20	p=0,170
RMS Z400**	34	32	-0,07 \pm 0,11	-0,09 \pm 0,17	p=0,412
RMS 5è ordre	31	30	0,13 \pm 0,15	0,14 \pm 0,11	p=0,306

Taula 9. Comparació de l'RMS mig (μ) dels diferents ordres d'aberracions oculars mesurades sense dilatació pupil·lar en els dos grups de pacients (A i B) en funció de l'edat, amb grau de significació de la diferència.

* RMS de l'astigmatisme de 2n ordre (Z221, Z220)

** RMS de l'aberració esfèrica (Z400)

b) Amb dilatació pupil·lar

	n		Mitjana \pm Desviació (μ)		Significació
	Grup A	Grup B	Grup A	Grup B	
Preoperatori					
RMS alt ordre	33	34	0,44 \pm 0,18	0,56 \pm 0,34	p=0,075
RMS 2n ordre*	33	34	2,17 \pm 1,51	2,13 \pm 1,40	p=0,921
RMS 3r ordre	33	34	0,71 \pm 0,41	0,91 \pm 0,83	p=0,227
RMS coma	33	34	0,49 \pm 0,36	0,71 \pm 0,78	p=0,531
RMS trefoil	33	34	0,45 \pm 0,32	0,49 \pm 0,41	p=0,900
RMS 4t ordre	33	34	0,57 \pm 0,37	0,72 \pm 0,63	p=0,482
RMS Z400**	33	34	-0,31 \pm 0,44	-0,61 \pm 0,66	p=0,048
RMS 5è ordre	33	34	0,24 \pm 0,14	0,24 \pm 0,17	p=0,812
Postoperatori					
RMS alt ordre	33	33	0,49 \pm 0,22	0,49 \pm 0,24	p=0,979
RMS 2n ordre*	34	33	1,43 \pm 1,03	1,19 \pm 0,58	p=0,237
RMS 3r ordre	34	33	0,73 \pm 0,38	0,85 \pm 0,36	p=0,214
RMS coma	34	33	0,43 \pm 0,26	0,51 \pm 0,34	p=0,272
RMS trefoil	34	33	0,59 \pm 0,36	0,55 \pm 0,33	p=0,652
RMS 4t ordre	34	33	0,58 \pm 0,35	0,64 \pm 0,35	p=0,459
RMS Z400**	34	33	-0,30 \pm 0,24	-0,36 \pm 0,41	p=0,507
RMS 5è ordre	34	33	0,29 \pm 0,15	0,30 \pm 0,14	p=0,860

Taula 10. Comparació de l'RMS mig (μ) de les aberracions oculars mesurades després de la instal·lació de tropicamida en els dos grups de pacients (A i B) en funció de l'edat, amb grau de significació de la diferència.

* RMS de l'astigmatisme de 2n ordre (Z221, Z220)

** RMS de l'aberració esfèrica (Z400)

5. RESULTATS DE LES ABERRACIONS OCULARS EN FUNCÍO DEL DIÀMETRE PUPIL·LAR

Abans de la instal·lació de tropicamida per a la dilatació pupil·lar, s'observa una clara tendència a l'augment de les aberracions, amb significació estadística, tant abans com 6 mesos després de la cirurgia, a mesura que el diàmetre pupil·lar augmenta (**Taula 11 i Gràfics 28-31**). L'excepció a aquesta correlació positiva entre aberracions i dilatació, és l'aberració esfèrica (Z400), que presenta una correlació negativa ($R_p = -0,458$) estadísticament significativa ($p = 0,0001$) abans de la implantació de la ICL™, però no pas després de la cirurgia.

Després de la dilatació pupil·lar, també s'observa una correlació positiva entre el diàmetre pupil·lar i les aberracions oculars. La correlació negativa que s'observa en l'aberració esfèrica no és significativa, ni pre ni postoperatòriament.

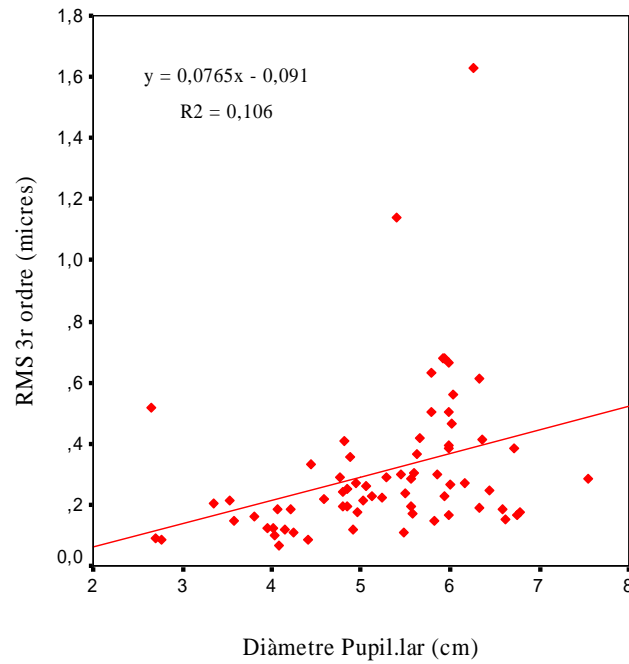
	PREOPERATORI			POSTOPERATORI		
	n	Correlació	Significació	n	Correlació	Significació
Amb dilatació				Amb dilatació		
RMS alt ordre	65	Rp=0,124	p=0,326	RMS alt ordre	66	Rp=-0,295 p=0,016
RMS 2n ordre*	65	Rp=-0,036	p=0,778	RMS 2n ordre*	67	Rp=0,169 p=0,171
RMS 3r ordre	65	Rp=0,245	p=0,049	RMS 3r ordre	67	Rp=0,136 p=0,271
RMS coma	65	Rs=0,324	p=0,008	RMS coma	67	Rp=0,242 p=0,049
RMS trefoil	65	Rs=0,250	p=0,045	RMS trefoil	67	Rp=0,382 p=0,001
RMS 4t ordre	65	Rs=0,225	p=0,072	RMS 4t ordre	67	Rp=0,438 p=0,0001
RMS Z400**	65	Rs=-0,063	p=0,619	RMS Z400**	67	Rp=-0,074 p=0,550
RMS 5è ordre	65	Rs=0,277	p=0,026	RMS 5è ordre	67	Rp=0,625 p=0,0001
Sense dilatació				Sense dilatació		
RMS alt ordre	13	Rp=-0,370	p=0,213	RMS alt ordre	29	Rp=0,100 p=0,606
RMS 2n ordre*	70	Rp=0,384	p=0,001	RMS 2n ordre*	66	Rp=0,318 p=0,009
RMS 3r ordre	70	Rs=0,443	p=0,001	RMS 3r ordre	65	Rs=0,199 p=0,113
RMS coma	70	Rp=0,302	p=0,001	RMS coma	65	Rp=0,505 p=0,0001
RMS trefoil	70	Rs=0,389	p=0,001	RMS trefoil	66	Rs=0,456 p=0,0001
RMS 4t ordre	65	Rp=0,500	p=0,0001	RMS 4t ordre	66	Rs=0,628 p=0,0001
RMS Z400**	65	Rp=-0,458	p=0,0001	RMS Z400**	66	Rs=0,007 p=0,955
RMS 5è ordre	55	Rp=0,282	p=0,037	RMS 5è ordre	61	Rs=0,784 p=0,0001

Taula 11. Coeficients de correlació entre l'RMS de les aberracions (μ) i el diàmetre pupil·lar (mm).

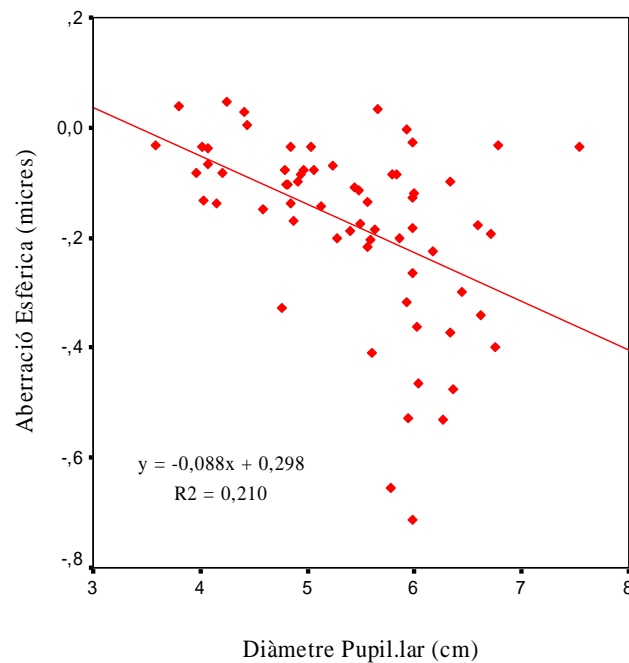
6. RESULTATS DE LA QUALITAT VISUAL EN FUNCIO DE L'EQUIVALENT ESFÈRIC PREOPERATORI

6.1. SENSIBILITAT AL CONTRAST

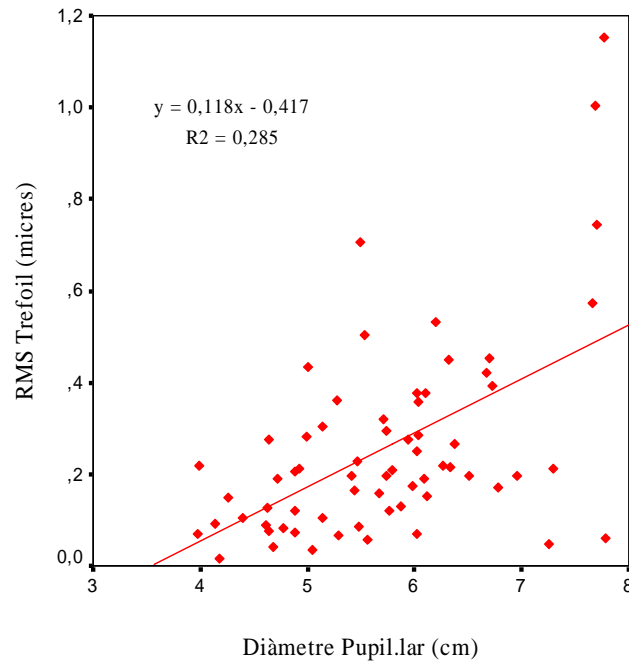
No s'observa correlació significativa entre cap de les freqüències espacials de sensibilitat explorades als 6 mesos de la cirurgia i l'equivalent esfèric preoperatori, en la nostra mostra de pacients (**Taula 12**).



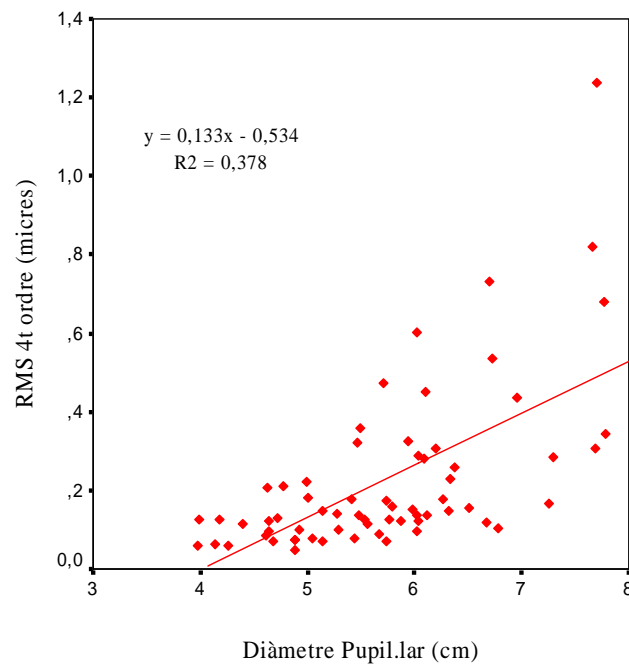
Gràfic 28. Diagrama de dispersió de l'RMS de les aberracions de 3r ordre (μ) sense dilatació en funció del diàmetre pupil·lar (cm), abans de la cirurgia ($p=0,006$).



Gràfic 29. Diagrama de dispersió, equació i recta de regressió de l'aberració esfèrica (μ) preoperatoria sense dilatació en funció del diàmetre pupil·lar ($p=0,0001$).



Gràfic 30. Diagrama de dispersió de l'RMS del trefoil de 3r ordre (μ), sense dilatació als 6 mesos de la cirurgia, en funció del diàmetre pupil·lar ($p=0,0001$), amb recta i equació de regressió.



Gràfic 31. Diagrama de dispersió, recta i equació de regressió de l'RMS de 4t ordre (μ) en funció del diàmetre pupil·lar, als 6 mesos ($p=0,0001$).

	n	Correlació	Significació
1,5 cicles/grau	38	Rp=-0,045	p=0,438
3 cicles/grau	38	Rp=0,021	p=0,971
6 cicles/grau	35	Rp=0,081	p=0,749
12 cicles/grau	38	Rp=-0,047	p=0,244
18 cicles/grau	38	Rs=0,069	p=0,386

Taula 12. Correlació entre l'equivalent esfèric (D) preoperatori i les diferents freqüències de sensibilitat al contrast mesurades 6 mesos després de la cirurgia.

6.2. QÜESTIONARI DE QUALITAT VISUAL RSVP

S'ha analitzat la correlació existent entre la puntuació al qüestionari de qualitat visual RSVP, realitzat als 6 mesos de la cirurgia, i l'equivalent esfèric mitjà preoperatori (**Taula 13**). S'observa un increment en la puntuació en el qüestionari, tant en la total com en la de totes les subescales, a mesura que l'EqE augmenta, tot i que en cap cas aquesta correlació ha estat estadísticament significativa.

	n	Correlació	Significació
Total	35	Rp=0,225	p=0,195
Function	35	Rs=0,122	p=0,486
Drive	31	Rp=0,185	p=0,319
Symptoms	35	Rs=0,301	p=0,079
Problems	35	Rs=0,106	p=0,543
Glare	35	Rs=0,249	p=0,149

Taula 13. Coeficients de correlació de l'equivalent esfèric preoperatori i la puntuació del qüestionari de qualitat als 6 mesos de la cirurgia.

6.3. ABERRACIONS OCULARS

No s'observa correlació estadísticament significativa entre les aberracions oculars d'alt ordre, ni abans ni 6 mesos després de la implantació de la lent fàquica, i l'EqE preoperatori, per cap ordre d'aberració mesurada sense dilatació pupil·lar (**Taula 14**).

7. RESULTATS DE LA QUALITAT VISUAL POSTOPERATÒRIA EN FUNCIÓ DE L'EFFECTIVITAT DE LA TÈCNICA QUIRÚRGICA

7.1. SENSIBILITAT AL CONTRAST

S'observa una tendència a la disminució de la sensibilitat al contrast als 6 mesos de la cirurgia a mesura que l'efectivitat de la tècnica augmenta (**Taula 15 i Gràfic 32**), tot i

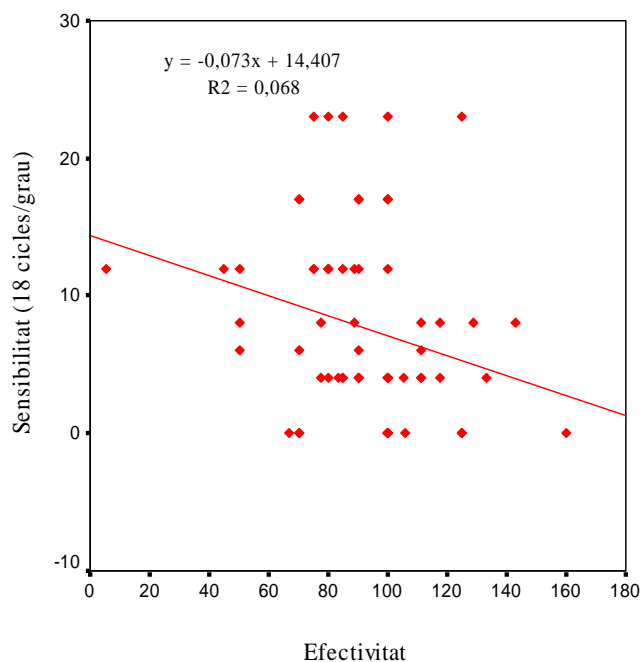
que aquesta correlació només té significació estadística en la freqüència espacial de 18 cicles/segon ($p=0,007$).

	n	Correlació	Significació
Preoperatori			
RMS alt ordre	13	Rp=0,086	p=0,781
RMS 2n ordre	70	Rp=-0,174	p=0,150
RMS 3r ordre	70	Rs=-0,178	p=0,140
RMS coma	70	Rp=-0,224	p=0,062
RMS trefoil	70	Rs=-0,092	p=0,449
RMS 4t ordre	65	Rp=-0,097	p=0,444
RMS Z400	65	Rp=0,029	p=0,821
RMS 5è ordre	55	Rp=-0,241	p=0,076
Postoperatori			
RMS alt ordre	29	Rp=0,043	p=0,824
RMS 2n ordre	66	Rp=-0,048	p=0,704
RMS 3r ordre	66	Rs=0,114	p=0,362
RMS coma	66	Rp=0,060	p=0,632
RMS trefoil	66	Rs=0,084	p=0,502
RMS 4t ordre	66	Rs=-0,111	p=0,373
RMS Z400	66	Rs=-0,131	p=0,294
RMS 5è ordre	61	Rs=-0,021	p=0,872

Taula 14. Correlació entre l'equivalent esfèric preoperatori (D) i l'RMS mig de les aberracions oculars (μ) mesurades sense dilatació pupil·lar, 6 mesos després de la implantació de la lent.

	n	Correlació	Significació
1,5 cicles/grau	66	Rs=0,003	p=0,981
3 cicles/grau	66	Rs=-0,143	p=0,251
6 cicles/grau	66	Rs=-0,215	p=0,083
12 cicles/grau	66	Rs=-0,240	p=0,052
18 cicles/grau	66	Rs=-0,327	p=0,007

Taula 15. Correlació (Rs/Rp) i grau de significació estadística (p) entre el nivell d'efectivitat de la cirurgia i la sensibilitat la contrast, als 6 mesos.



Gràfic 32. Diagrama de dispersió de la sensibilitat al contrast en la freqüència de 18 cicles/grau en funció de l'efectivitat de la tècnica quirúrgica, als 6 mesos ($p=0,035$).

7.2. QÜESTIONARI DE QUALITAT VISUAL RSVP

S'ha avaluat la correlació existent entre la puntuació al qüestionari de qualitat visual als 6 mesos de la cirurgia, i l'efectivitat de la tècnica quirúrgica (**Taula 16**). S'observa una disminució en la puntuació en el qüestionari en totes les seves subescales, així com en la puntuació total, a mesura que l'efectivitat augmenta, tot i que cap d'aquestes correlacions és estadísticament significativa.

	n	Correlació	Significació
Total	35	Rp=-0,066	p=0,708
Function	35	Rs=-0,140	p=0,423
Drive	31	Rp=-0,014	p=0,942
Symptoms	35	Rs=-0,118	p=0,500
Problems	35	Rs=-0,101	p=0,564
Glare	35	Rs=-0,134	p=0,444

Taula 16. Correlació entre les puntuacions de les subescales del qüestionari RSVP i l'efectivitat de la tècnica quirúrgica, als 6 mesos de la cirurgia.

7.3. ABERRACIONS OCULARS

Cap dels termes de Zernicke ni dels ordres d'aberracions analitzats als 6 mesos de la implantació de la lent, sense dilatació pupil·lar, presenta una correlació estadísticament significativa amb l'efectivitat de la cirurgia, tot i que s'observa una lleugera tendència a la disminució en l'RMS a mesura que l'efectivitat augmenta (**Taula 17**).

	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	29	Rp=0,056	p=0,774
RMS 2n ordre*	66	Rp=-0,178	p=0,152
RMS 3r ordre	66	Rs=0,105	p=0,399
RMS coma	66	Rp=-0,033	p=0,792
RMS trefoil	66	Rs=-0,217	p=0,080
RMS 4t ordre	66	Rs=-0,186	p=0,135
RMS Z400**	66	Rs=-0,029	p=0,820
RMS 5è ordre	61	Rs=-0,116	p=0,374

Taula 17. Correlació (Rs/Rp) i grau de significació estadística (p) entre l'efectivitat de la cirurgia i l'RMS mig (μ) de les aberracions oculars mesurades als 6 mesos de la cirurgia, sense dilatació pupil·lar.

* RMS de l'astigmatisme de 2n ordre (Z221, Z220)

** RMS de l'aberració esfèrica (Z400)

8. RESULTATS DE LA QUALITAT VISUAL EN FUNCIO DEL VAULT

8.1. SENSIBILITAT AL CONTRAST

No s'observa cap tipus de correlació amb significació estadística entre el vault i cap de les freqüències espacials de sensibilitat al contrast, en les exploracions als 6 mesos de la implantació de la ICL™, tot i la tendència a la disminució de la sensibilitat a mesura que el vault augmenta (**Taula 18**).

	n	Correlació	Significació
1,5 cicles/grau	65	Rs=0,121	p=0,336
3 cicles/grau	65	Rs=-0,118	p=0,348
6 cicles/grau	65	Rs=-0,113	p=0,369
12 cicles/grau	65	Rs=-0,121	p=0,337
18 cicles/grau	65	Rs=-0,109	p=0,387

Taula 18. Correlació entre la sensibilitat al contrast i el vault, als 6 mesos de la cirurgia.

8.2. QÜESTIONARI DE QUALITAT VISUAL RSVP

La puntuació al qüestionari de qualitat visual realitzat als 6 mesos de la cirurgia no es correlaciona significativament amb el vault postoperatori (**Taula 19**).

	n	Correlació	Significació
Total	34	Rs=-0,032	p=0,857
Function	34	Rs=0,064	p=0,717
Drive	30	Rs=-0,075	p=0,695
Symptoms	34	Rs=-0,217	p=0,217
Problems	34	Rs=0,006	p=0,971
Glare	34	Rs=0,093	p=0,602

Taula 19. Correlació entre la puntuació al qüestionari i el vault, als 6 mesos.

8.3. ABERRACIONS OCULARS

S'ha avaluat la correlació existent en la nostra mostra de pacients entre les aberracions d'alt ordre mesurades 6 mesos després de la cirurgia, sense dilatar la pupil·la, i el vault (**Taula 20**). Només l'RMS de quart ordre (aberració esfèrica + astigmatisme secundari + quadrafoil) presenta una correlació estadísticament significativa (p=0,008), de manera negativa (Rs=-0,324).

	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	28	Rs=-0,134	p=0,496
RMS 2n ordre*	65	Rs=0,053	p=0,676
RMS 3r ordre	65	Rs=-0,089	p=0,480
RMS coma	65	Rs=-0,191	p=0,127
RMS trefoil	65	Rs=-0,168	p=0,181
RMS 4t ordre	65	Rs=-0,324	p=0,008
RMS Z400**	65	Rs=0,198	p=0,113
RMS 5è ordre	60	Rs=0,005	p=0,971

Taula 20. Correlació (Rs/Rp) i grau de significació estadística, entre l'RMS mig (μ) de les aberracions oculars, mesurades sense dilatació pupil·lar, i el vault, als 6 mesos de la cirurgia.

* RMS de l'astigmatisme de 2n ordre (Z221, Z220)

** RMS de l'aberració esfèrica (Z400)

9. RESULTATS DE LA CORRELACIÓ ENTRE ELS PARÀMETRES DE QUALITAT VISUAL

9.1. Correlació entre les aberracions oculars i el qüestionari de qualitat visual

9.1.1. Abans de la implantació de la ICL™

S'ha avaluat la correlació existent entre la puntuació obtinguda en el qüestionari de qualitat visual realitzat abans de la cirurgia, i les aberracions d'alt ordre preoperatòries, no observant-se associacions estadísticament febles, només essent significativa la correlació negativa entre l'astigmatisme de segon grau i la puntuació de la subescala Problem (**Taules 21-26 i Gràfic 33**).

1. Puntuació total del qüestionari

	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	5	Rp=0,264	p=0,668
RMS 2n ordre*	38	Rp=0,291	p=0,076
RMS 3r ordre	38	Rs=-0,020	p=0,906
RMS coma	38	Rp=-0,124	p=0,460
RMS trefoil	38	Rs=-0,033	p=0,844
RMS 4t ordre	36	Rp=0,187	p=0,275
RMS Z400**	36	Rp=-0,208	p=0,224
RMS 5è ordre	29	Rp=-0,049	p=0,803

Taula 21. Coeficients de correlació entre la puntuació total al qüestionari i l'RMS mig (μ) de les aberracions oculars mesurades sense dilatació pupil·lar, als 6 mesos de la cirurgia.

2. Subescala Function

	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	5	Rp=0,150	p=0,810
RMS 2n ordre*	38	Rp=0,139	p=0,405
RMS 3r ordre	38	Rs=-0,185	p=0,266
RMS coma	38	Rp=-0,254	p=0,124
RMS trefoil	38	Rs=-0,131	p=0,433
RMS 4t ordre	36	Rp=0,036	p=0,834
RMS Z400**	36	Rp=-0,059	p=0,730
RMS 5è ordre	29	Rp=-0,153	p=0,429

Taula 22. Coeficients de correlació entre la puntuació de la subescala Function i l'RMS mig (μ) de les aberracions oculars mesurades sense dilatar als 6 mesos de la cirurgia.

3. Subescala Drive

	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	5	Rp=0,047	p=0,940
RMS 2n ordre*	35	Rp=0,219	p=0,207
RMS 3r ordre	35	Rs=-0,142	p=0,416
RMS coma	35	Rp=-0,127	p=0,468
RMS trefoil	35	Rs=-0,092	p=0,600
RMS 4t ordre	33	Rp=0,127	p=0,481
RMS Z400**	33	Rp=-0,244	p=0,172
RMS 5è ordre	26	Rp=-0,004	p=0,983

Taula 23. Coeficients de correlació entre la puntuació de la subescala Drive i l'RMS mig (μ) de les aberracions oculars mesurades sense dilatació pupilar, als 6 mesos de la cirurgia.

4. Subescala Symptoms

	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	5	Rp=0,200	p=0,747
RMS 2n ordre*	38	Rp=0,135	p=0,418
RMS 3r ordre	38	Rs=-0,024	p=0,885
RMS coma	38	Rp=-0,080	p=0,634
RMS trefoil	38	Rs=-0,022	p=0,898
RMS 4t ordre	36	Rp=0,172	p=0,315
RMS Z400**	36	Rp=-0,143	p=0,404
RMS 5è ordre	29	Rp=-0,092	p=0,634

Taula 24. Coeficients de correlació entre la puntuació de la subescala Symptoms i l'RMS mig (μ) de les aberracions oculars mesurades sense dilatar, als 6 mesos de la cirurgia.

5. Subescala Problems

	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	5	Rs=-0,051	p=0,935
RMS 2n ordre*	38	Rs=-0,338	p=0,038
RMS 3r ordre	38	Rs=0,193	p=0,246
RMS coma	38	Rs=0,218	p=0,188
RMS trefoil	38	Rs=0,143	p=0,392
RMS 4t ordre	36	Rs=0,066	p=0,703
RMS Z400**	36	Rs=-0,113	p=0,512
RMS 5è ordre	29	Rs=0,011	p=0,953

Taula 25. Coeficients de correlació entre la puntuació de la subescala Problems i l'RMS mig (μ) de les aberracions oculars mesurades sense dilatar, als 6 mesos de la cirurgia.

6. Subescala Glare

	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	5	Rp=0,524	p=0,365
RMS 2n ordre*	38	Rp=0,213	p=0,200
RMS 3r ordre	38	Rs=-0,008	p=0,960
RMS coma	38	Rp=-0,075	p=0,655
RMS trefoil	38	Rs=-0,132	p=0,429
RMS 4t ordre	36	Rp=0,127	p=0,459
RMS Z400**	36	Rp=-0,116	p=0,499
RMS 5è ordre	29	Rp=-0,072	p=0,712

Taula 26. Coeficients de correlació entre la puntuació de la subescala Glare i l'RMS mig (μ) de les aberracions oculars mesurades sense dilatació pupil·lar, als 6 mesos de la cirurgia.

* RMS de l'astigmatisme de 2n ordre (Z221, Z220)

** RMS de l'aberració esfèrica (Z400)

9.1.2. Sis mesos després de la implantació de la ICL™

Postoperatòriament, només l'RMS del trefoil de 3r ordre es correlaciona significativament ($p=0,040$) amb la puntuació total del qüestionari RSVP, essent una correlació positiva entre ambdues variables ($Rs=0,349$). La resta de variables presenten correlacions febles alhora que no estadísticament significatives (**Taules 27-32**).

1. Puntuació total del qüestionari

	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	18	Rp=-0,286	p=0,249
RMS 2n ordre*	35	Rp=-0,003	p=0,985
RMS 3r ordre	35	Rs=0,197	p=0,257
RMS coma	35	Rp=-0,076	p=0,663
RMS trefoil	35	Rs=0,349	p=0,040
RMS 4t ordre	35	Rs=0,258	p=0,134
RMS Z400**	35	Rs=0,003	p=0,987
RMS 5è ordre	30	Rs=0,205	p=0,278

Taula 27. Coeficients de correlació entre la puntuació total del qüestionari i l'RMS mig (μ) de les aberracions oculars mesurades sense dilatar, als 6 mesos de la cirurgia.

2. Subescala Function

	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	18	Rs=-0,276	p=0,267
RMS 2n ordre*	35	Rs=-0,180	p=0,300
RMS 3r ordre	35	Rs=0,030	p=0,863
RMS coma	35	Rs=-0,059	p=0,737
RMS trefoil	35	Rs=0,020	p=0,909
RMS 4t ordre	35	Rs=0,112	p=0,522
RMS Z400**	35	Rs=-0,199	p=0,253
RMS 5è ordre	33	Rs=-0,021	p=0,906

Taula 28. Correlació entre la puntuació de la subescala Function i l'RMS mig (μ) de les aberracions oculars mesurades sense dilatació pupil·lar, als 6 mesos de la cirurgia.

3. Subescala Drive

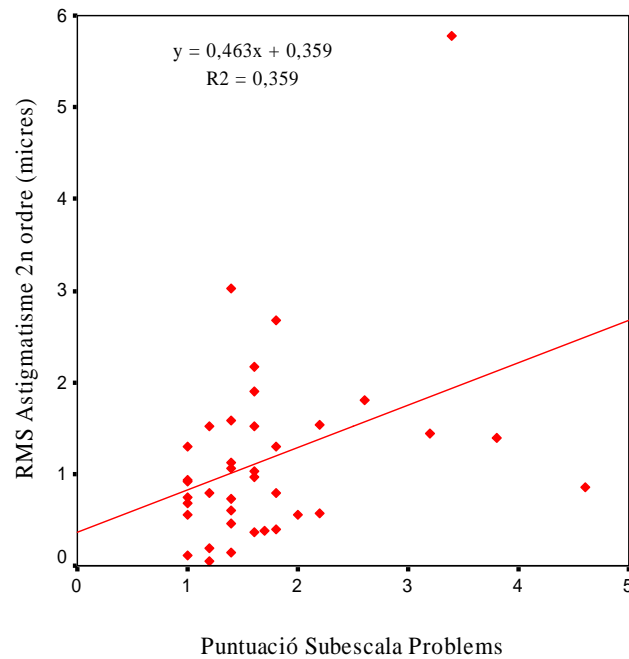
	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	16	Rp=-0,416	p=0,109
RMS 2n ordre*	31	Rp=0,009	p=0,963
RMS 3r ordre	31	Rs=0,134	p=0,474
RMS coma	31	Rp=-0,074	p=0,691
RMS trefoil	31	Rs=0,328	p=0,071
RMS 4t ordre	31	Rs=0,159	p=0,394
RMS Z400**	31	Rs=0,144	p=0,440
RMS 5è ordre	30	Rs=0,205	p=0,278

Taula 29. Coeficients de correlació entre la puntuació de la subescala Drive i l'RMS mig (μ) de les aberracions oculars mesurades sense dilatació pupil·lar, als 6 mesos de la cirurgia.

4. Subescala Symptoms

	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	18	Rs=-0,287	p=0,249
RMS 2n ordre*	35	Rs=-0,084	p=0,629
RMS 3r ordre	35	Rs=0,138	p=0,430
RMS coma	35	Rs=0,093	p=0,594
RMS trefoil	35	Rs=0,077	p=0,660
RMS 4t ordre	35	Rs=0,131	p=0,454
RMS Z400**	35	Rs=-0,231	p=0,181
RMS 5è ordre	33	Rs=-0,094	p=0,601

Taula 30. Coeficients de correlació (Rs/Rp) i significació estadística (p) entre la puntuació de la subescala Symptoms i l'RMS mig (μ) de les aberracions oculars mesurades sense dilatació pupil·lar, als 6 mesos de la cirurgia.



Gràfic 33. Diagrama de dispersió de l'RMS de l'astigmatisme de segon ordre preoperatori sense dilatar en funció de la puntuació en la subescala Problems abans de la cirurgia, amb recta i equació de regressió ($p=0,023$).

5. Subescala Problems

	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	18	$R_s=0,003$	$p=0,992$
RMS 2n ordre*	35	$R_s=0,048$	$p=0,782$
RMS 3r ordre	35	$R_s=0,132$	$p=0,451$
RMS coma	35	$R_s=0,050$	$p=0,777$
RMS trefoil	35	$R_s=0,219$	$p=0,206$
RMS 4t ordre	35	$R_s=0,174$	$p=0,319$
RMS Z400**	35	$R_s=-0,072$	$p=0,680$
RMS 5è ordre	33	$R_s=0,126$	$p=0,486$

Taula 31. Coeficients de correlació entre la puntuació de la subescala Problems i l'RMS mig (μ) de les aberracions oculars mesurades sense dilatació pupil·lar, als 6 mesos de la cirurgia.

6. Subescala Glare

	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	18	Rs=-0,043	p=0,866
RMS 2n ordre*	35	Rs=0,093	p=0,595
RMS 3r ordre	35	Rs=0,099	p=0,571
RMS coma	35	Rs=0,039	p=0,824
RMS trefoil	35	Rs=0,276	p=0,109
RMS 4t ordre	35	Rs=0,214	p=0,217
RMS Z400**	35	Rs=-0,033	p=0,853
RMS 5è ordre	33	Rs=0,184	p=0,306

Taula 32. Correlació entre la puntuació de la subescala Glare i l'RMS mig (μ) de les aberracions oculars mesurades sense dilatar, als 6 mesos de la cirurgia.

* RMS de l'astigmatisme de 2n ordre (Z221, Z220)

** RMS de l'aberració esfèrica (Z400)

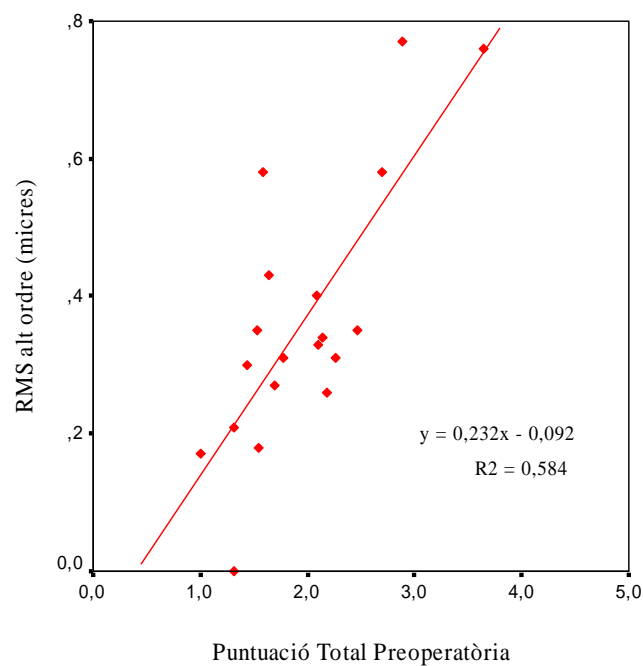
9.2. Questionari de qualitat preoperatori i aberracions oculars postoperatòries

S'ha estudiat la correlació existent entre la puntuació del qüestionari de qualitat visual RSVP, i de cadascuna de les seves subescales, i les diferents aberracions mitjanes d'alt ordre que els ulls dels pacients de la nostra mostra tenen en l'exploració realitzada als 6 mesos de la implantació de la ICL™, sense dilatació pupil·lar (**Taules 33-38 i Gràfics 34-37**). Els resultats demostren una clara tendència a l'increment de les aberracions d'alt ordre postoperatòria a mesura que la puntuació del qüestionari augmenta, essent estadísticament significativa aquesta correlació positiva per l'RMS total de les aberracions d'alt ordre i la puntuació total ($R_p=0,764$, $p=0,0001$), la subescala Drive ($R_p=0,638$, $p=0,004$), la subescala Symptoms ($R_p=0,588$, $p=0,008$), la subescala Problem ($R_p=0,659$, $p=0,002$) i la subescala Glare ($R_p=0,764$, $p=0,0001$). També s'observa una correlació positiva significativa entre l'RMS del Trefoil de tercer ordre i la subescala Symptoms ($R_s=0,345$, $p=0,034$).

1. Puntuació total del qüestionari

	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	19	Rp=0,764	p=0,0001
RMS 2n ordre*	38	Rp=0,234	p=0,157
RMS 3r ordre	38	Rs=0,057	p=0,735
RMS coma	38	Rp=0,109	p=0,516
RMS trefoil	38	Rs=0,147	p=0,379
RMS 4t ordre	38	Rs=0,130	p=0,438
RMS Z400**	38	Rs=0,130	p=0,435
RMS 5è ordre	34	Rs=0,294	p=0,091

Taula 33. Correlació entre la puntuació total del qüestionari de qualitat abans de la cirurgia, i l'RMS mig (μ) de les aberracions, sense dilatar, als 6 mesos postoperatòriament.



Gràfic 34. Diagrama de dispersió, recta i equació de regressió de l'RMS de les aberracions d'alt ordre (μ) mesurades als 6 mesos de la cirurgia sense dilatació pupil·lar i la puntuació total del qüestionari de qualitat visual RSVP preoperatori.

2. Subescala Function

	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	19	Rp=0,450	p=0,053
RMS 2n ordre*	38	Rp=0,125	p=0,456
RMS 3r ordre	38	Rs=-0,008	p=0,963
RMS coma	38	Rp=-0,032	p=0,848
RMS trefoil	38	Rs=0,186	p=0,263
RMS 4t ordre	38	Rs=0,072	p=0,666
RMS Z400**	38	Rs=0,017	p=0,919
RMS 5è ordre	34	Rs=0,277	p=0,112

Taula 34. Correlació entre la puntuació de la subescala Function preoperatòria i l'RMS mig (μ) de les aberracions als 6 mesos de la cirurgia, mesurades sense dilatació.

3. Subescala Drive

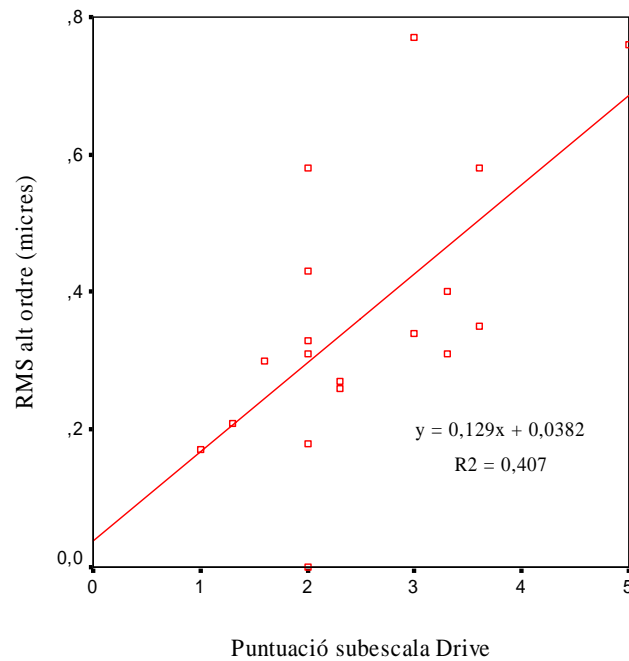
	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	18	Rp=0,638	p=0,004
RMS 2n ordre*	35	Rp=0,195	p=0,262
RMS 3r ordre	35	Rs=0,159	p=0,361
RMS coma	35	Rp=0,330	p=0,053
RMS trefoil	35	Rs=-0,025	p=0,888
RMS 4t ordre	35	Rs=0,108	p=0,537
RMS Z400**	35	Rs=0,178	p=0,307
RMS 5è ordre	31	Rs=0,037	p=0,844

Taula 35. Coeficients de correlació entre la puntuació de la subescala Drive abans de la cirurgia i l'RMS (μ) de les aberracions als 6 mesos sense dilatar.

4. Subescala Symptoms

	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	19	Rp=0,588	p=0,008
RMS 2n ordre*	38	Rp=0,260	p=0,114
RMS 3r ordre	38	Rs=0,131	p=0,434
RMS coma	38	Rp=-0,008	p=0,964
RMS trefoil	38	Rs=0,345	p=0,034
RMS 4t ordre	38	Rs=0,085	p=0,612
RMS Z400**	38	Rs=0,059	p=0,725
RMS 5è ordre	34	Rs=0,266	p=0,128

Taula 36. Correlació entre la puntuació de la subescala Symptoms preoperatòria i l'RMS mig (μ) de les aberracions als 6 mesos de la cirurgia, mesurades sense dilatació.



Gràfic 35. Diagrama de dispersió, recta i equació de regressió de l'RMS de les aberracions d'alt ordre (μ) mesurades als 6 mesos de la cirurgia sense dilatació pupil·lar i la puntuació de la subescala Drive preoperatòria.

5. Subescala Problems

	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	19	$R_s=0,659$	$p=0,002$
RMS 2n ordre*	38	$R_s=0,266$	$p=0,106$
RMS 3r ordre	38	$R_s=0,157$	$p=0,347$
RMS coma	38	$R_s=0,065$	$p=0,699$
RMS trefoil	38	$R_s=0,131$	$p=0,435$
RMS 4t ordre	38	$R_s=0,137$	$p=0,410$
RMS Z400**	38	$R_s=-0,036$	$p=0,831$
RMS 5è ordre	34	$R_s=0,271$	$p=0,122$

Taula 37. Coeficients de correlació entre la puntuació de la subescala Problems abans de la cirurgia i l'RMS (μ) de les aberracions als 6 mesos sense dilatar.

6. Subescala Glare

	n	Correlació	Significació
RMS alt ordre	19	Rp=0,764	p=0,0001
RMS 2n ordre*	38	Rp=0,150	p=0,369
RMS 3r ordre	38	Rs=-0,055	p=0,742
RMS coma	38	Rp=-0,073	p=0,664
RMS trefoil	38	Rs=0,080	p=0,633
RMS 4t ordre	38	Rs=0,036	p=0,832
RMS Z400**	38	Rs=0,107	p=0,522
RMS 5è ordre	34	Rs=0,180	p=0,308

Taula 38. Correlació entre la puntuació de la subescala Glare preoperatòria i l'RMS mig (μ) de les aberracions als 6 mesos de la cirurgia, mesurades sense dilatació

* RMS de l'astigmatisme de 2n ordre (Z221, Z220)

** RMS de l'aberració esfèrica (Z400)

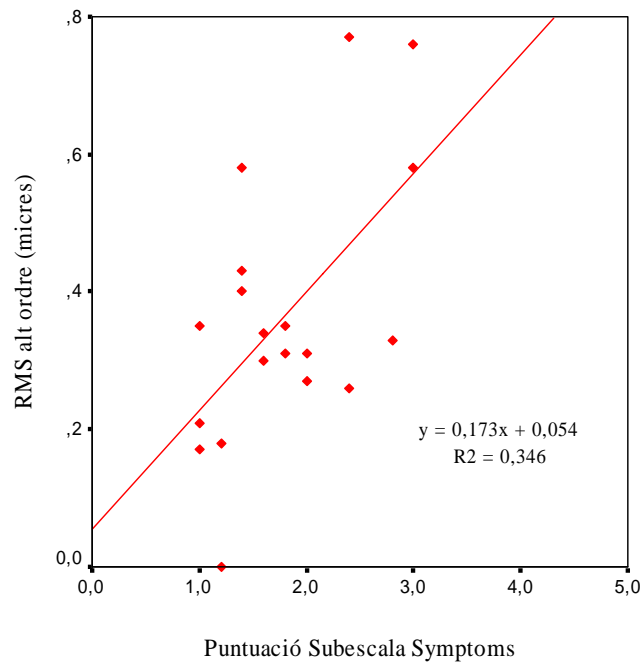
9.3. Correlació entre el qüestionari de qualitat visual preoperatori i la sensibilitat al contrast després de la implantació de la ICL™

S'ha analitzat la correlació entre la puntuació al qüestionari RSVP realitzat preoperatòriament i les diferents freqüències espacials de sensibilitat al contrast 6 mesos després de la cirurgia (**Taules 39-44 i Gràfic 38**). S'observa una clara tendència a la correlació negativa entre aquestes dues variables, que adquireix significació estadística en la freqüència espacial 18 cicles/grau i les subescales Function ($R_s=-0,323$, $p=0,048$) i Symptoms ($R_s=-0,466$, $p=0,003$), així com en les freqüències 6 ($R_s=-0,322$, $p=0,049$) i 12 cicles/grau ($R_s=0,370$, $p=0,022$) i la subescala Symptoms.

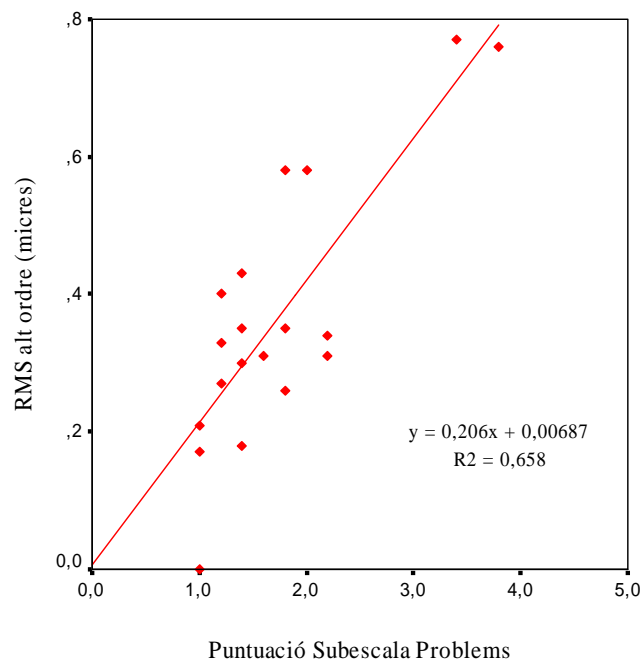
1. Puntuació total del qüestionari

	n	Correlació	Significació
1,5 cicles/grau	38	Rs=0,001	p=0,994
3 cicles/grau	38	Rs=-0,258	p=0,118
6 cicles/grau	38	Rs=-0,261	p=0,114
12 cicles/grau	38	Rs=-0,310	p=0,058
18 cicles/grau	38	Rs=-0,242	p=0,143

Taula 39. Correlació entre la puntuació total del qüestionari de qualitat preoperatòria i la sensibilitat al contrast als 6 mesos de la cirurgia.



Gràfic 36. Diagrama de dispersió, recta i equació de regressió de l'RMS de les aberracions d'alt ordre (μ) mesurades als 6 mesos de la cirurgia sense dilatació pupil·lar i la puntuació de la subescala Symptoms preoperatòria ($p=0,008$).



Gràfic 37. Diagrama de dispersió, recta i equació de regressió de l'RMS de les aberracions d'alt ordre (μ) mesurades als 6 mesos de la cirurgia sense dilatació pupil·lar i la puntuació de la subescala Problems preoperatòria ($p=0,0001$).

2. Subescala Function

	n	Correlació	Significació
1,5 cicles/grau	38	Rs=0,173	p=0,300
3 cicles/grau	38	Rs=-0,153	p=0,360
6 cicles/grau	38	Rs=-0,168	p=0,312
12 cicles/grau	38	Rs=-0,213	p=0,200
18 cicles/grau	38	Rs=-0,323	p=0,048

Taula 40. Correlació entre la puntuació de la subescala Function abans d'operar i la sensibilitat al contrast als 6 mesos, amb el nivell de significació (p).

3. Subescala Drive

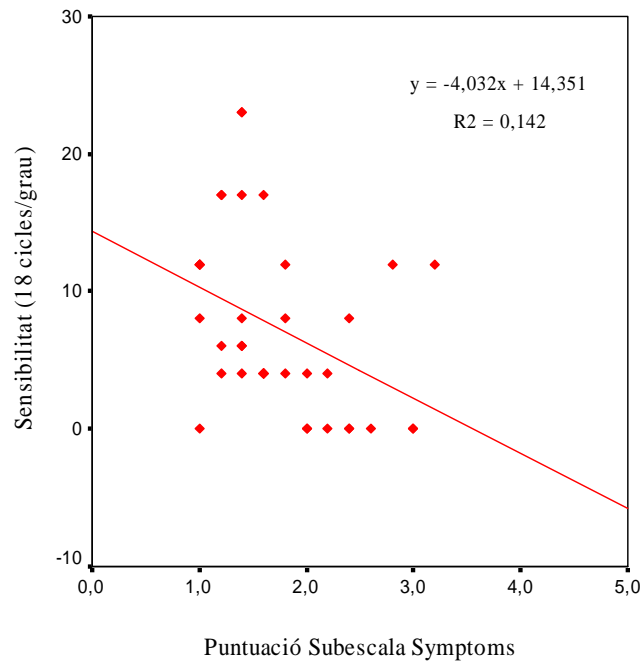
	n	Correlació	Significació
1,5 cicles/grau	35	Rs=-0,011	p=0,951
3 cicles/grau	35	Rs=-0,141	p=0,419
6 cicles/grau	35	Rs=-0,084	p=0,632
12 cicles/grau	35	Rs=-0,197	p=0,256
18 cicles/grau	35	Rs=-0,231	p=0,183

Taula 41. Correlació entre la puntuació a la subescala Drive preoperatòria i la sensibilitat al contrast, en les diferents freqüències, als 6 mesos de la cirurgia.

4. Subescala Symptoms

	n	Correlació	Significació
1,5 cicles/grau	38	Rs=-0,059	p=0,724
3 cicles/grau	38	Rs=-0,181	p=0,277
6 cicles/grau	38	Rs=-0,322	p=0,049
12 cicles/grau	38	Rs=-0,370	p=0,022
18 cicles/grau	38	Rs=-0,466	p=0,003

Taula 42. Correlació entre la puntuació de la subescala Symptoms abans d'operar i la sensibilitat al contrast als 6 mesos, amb el nivell de significació (p).



Gràfic 38. Diagrama de dispersió de la sensibilitat al contrast en la freqüència espacial 18 cicles/grau als 6 mesos de la cirurgia i la puntuació de la subescala Symptoms preoperatòria ($p=0,020$).

5. Subescala Problems

	n	Correlació	Significació
1,5 cicles/grau	38	$R_s=0,223$	$p=0,178$
3 cicles/grau	38	$R_s=-0,080$	$p=0,634$
6 cicles/grau	38	$R_s=-0,183$	$p=0,272$
12 cicles/grau	38	$R_s=-0,266$	$p=0,107$
18 cicles/grau	38	$R_s=-0,209$	$p=0,209$

Taula 43. Correlació entre la puntuació a la subescala Problems preoperatòria i la sensibilitat al contrast, en les diferents freqüències, als 6 mesos de la cirurgia

6. Subescala Glare

	n	Correlació	Significació
1,5 cicles/grau	38	Rs=0,004	p=0,979
3 cicles/grau	38	Rs=-0,201	p=0,226
6 cicles/grau	38	Rs=-0,155	p=0,353
12 cicles/grau	38	Rs=-0,120	p=0,473
18 cicles/grau	38	Rs=-0,069	p=0,681

Taula 44. Correlació entre la puntuació de la subescala Glare abans d'operar i la sensibilitat al contrast als 6 mesos, amb el nivell de significació (p).

VI. DISCUSSIÓ

1. DISCUSSIÓ DE LA CORRECCIÓ DE LES ABERRACIONS OCULARS

1.1. Problemes amb la correcció de les aberracions oculars

Imaginant l'escenari futur en el que fos tècnicament factible corregir totes les aberracions oculars mitjançant cirurgia làser corneal o bé lents intraoculars, l'alliberació de l'ull de tot tipus d'aberració no generaria una qualitat visual perfecte de manera estable. Això es deu a diferents motius:

1. La correcció de les aberracions oculars seria un procediment estàtic, però l'ull està sotmès a canvis dinàmics que alteren les aberracions:

- durant l'acomodació: es genera una aberració residual, que pot arribar a ser important.
- durant la visió normal.
- amb el temps: per variació de les característiques de les estructures òptiques de l'ull. Amb l'edat, el cristal·lí va perdent la capacitat de neutralitzar les aberracions corneals, sobretot l'aberració esfèrica.

2. Existeixen altres factors òptics diferents a les aberracions d'alt ordre que degraden i limiten la qualitat òptica com són l'aberració cromàtica i la dispersió lluminosa o scatter intraocular.

3. Existeixen una sèrie de factors postòptics limitants de la visió que provoquen que, independentment de la qualitat de la imatge retiniana, la percepció cortical pot no ser perfecte, com:

- límit dels receptors retinians: el menor detall que es pot captar ve limitat pel nombre i la separació entre els fotoreceptors. La separació de 0,5 min d'arc entre aquests receptors implica una agudesa visual màxima de 2. Si després de corregir les aberracions d'alt ordre les imatges fossin de freqüències majors al que els receptors poden distingir, seria inútil generar imatges de detalls massa fins.
- aspectes cognitius que modifiquen la qualitat visual.

D'altra banda, l'eliminació de totes les aberracions de l'ull pot representar un efecte nociu pel pacient. Les aberracions d'alt ordre presenten una sèrie de característiques beneficioses i protectores:

1. Impedeixen que es generin imatges retinianes de més resolució que la que els fotoreceptors poden captar, impedit així la transmissió al cervell d'imatges deformades o il·lusions falses.
2. Augmenten la profunditat de focus que genera una millor adaptació del sistema visual al desenfoc.
3. L'acomodació adequada podria requerir un nivell d'aberracions d'alt ordre normal.
4. El sistema visual s'adapta i compensa parcialment l'efecte de les aberracions oculars.
5. Les aberracions d'alt ordre poden representar l'origen del control de l'estat refractiu durant el període de creixement ocular en la infantesa, en el que les aberracions monocromàtiques podrien constituir una senyal que guiés el procés d'emetroptització⁵².
6. No totes les aberracions tenen el mateix efecte sobre la funció visual, i les aberracions residuals després de la cirurgia podrien compensar-se entre elles. No sempre es manté el principi que a major RMS pitjor qualitat òptica⁵³.

Tota aquesta problemàtica fa referència a la correcció de les aberracions d'alt ordre moderades. La situació és totalment diferent quan són ulls amb un nivell elevat d'aberracions d'alt ordre, com els que pateixen alteracions corneals post-LASIK, i que generen un empitjorament de la qualitat visual. En aquests ulls, la correcció o control de les aberracions d'alt ordre podria ser cabdal per a la normalització de la qualitat visual.

L'objectiu final és la mesura de la qualitat visual i no només de la qualitat òptica de l'ull. Per tant, a més de paràmetres de mesura de qualitat òptica, com el MTF, el PSF, els mapes d'aberració de front d'ona, són necessaris d'altres que caracteritzin globalment la funció visual, com poden ser la Funció de Transferència Neural o bé la Funció de Transferència Òptica.

Pel fet d'assimilar la qualitat òptica amb la qualitat visual es comet, per exemple, l'error de valorar les aberracions oculars en tota la superfície pupil·lar de la mateixa manera. Però el sistema visual humà és més sensible als raigs provinents del centre pupil·lar (Veure Introducció, capítol 3.1.2. Qualitat òptica de l'ull), i per tant els paràmetres de mesura de la qualitat visual haurien d'emfatitzar la zona central pupil·lar¹⁸. Applegate introdueix la idea que la funció visual no està tan relacionada amb l'RMS total de les aberracions sinó més amb com aquest error residual de front d'ona està distribuït en els diferents modes de Zernicke⁵³. Segons aquest autor, la qualitat visual serà millor com més pla sigui el front d'ones en el centre pupil·lar i no dependrà tant de l'RMS d'aquest

front d'ones. En aquestes situacions de baixa aberració, Applegate i cols. presenten el ratio Strehl com a millor predictor de qualitat òptica que no pas l'RMS.

Alhora, la majoria de mesures de qualitat visual es basen en les aberracions monocromàtiques, però vivim en un món policromàtic. Així doncs, els paràmetres de mesura d'aberracions cromàtiques poden representar millor la qualitat visual.

Alhora, cal tenir en compte que calen molts paràmetres per caracteritzar correctament la qualitat visual ja que la percepció també depèn de molts altres aspectes de la qualitat de la imatge com és el seu contrast general, la nitidesa de les seves vores i la distorsió espacial¹⁸.

1.2. Futur de la correcció de les aberracions oculars

La potencial correcció de les aberracions oculars només seria efectiva a una distància fixa de l'objecte, i menys eficient a mesura que el pacient tingui més edat. Per això, davant les noves tecnologies que aniran apareixent de correcció de les aberracions òptiques, tant a través d'ablació corneal personalitzada o de lents intraoculars⁵⁴, les variacions d'aquestes amb l'acomodació han de ser un paràmetre a tenir molt en compte. La correcció de les aberracions és un procés estàtic, difícilment compatible amb la dinàmica de l'acomodació. Artal⁵⁵ proposa, com a possible solució, una correcció de les aberracions d'alt ordre com si l'ull estigués lleugerament acomodat. D'aquesta manera durant la visió llunyana la correcció d'aberracions no seria perfecte, però es mantindria millor quan l'ull acomodés intensament.

Com està demostrat³¹, en gent jove, el cristal·lí compensa parcialment les aberracions corneals. Basant-se en aquest concepte, Brunette i cols.⁵⁶ proposen una LIO fàbrica ideal com aquella lliure d'aberracions, únicament limitada per la difracció. Segons aquests autors, caldria esperar millors resultats visuals en aquests pacients que en els pseudofàquics.

A l'ull humà, només tenen rellevància les aberracions fins al 6è ordre, tot i que amb els dispositius actuals es poden calcular fins al 10è ordre i majors.

Es pot valorar la magnitud de cadascuna de les aberracions per veure la contribució de cadascuna d'elles en la generació de l'aberració total del front d'ones.

Encara hi ha aspectes de les aberracions oculars poc clars. S'han realitzat estudis aberromètrics en pacients amb visions superiors a 1,25 (20/16), i s'ha detectat en els seus ulls més coma vertical i aberració esfèrica que la població normal. D'aquestes troballes se'n podria deduir que certes aberracions són beneficioses o, com a mínim, no significatives en la funció visual de determinats pacients. Podria ser la combinació de certes aberracions les que es neutralitzessin entre si⁵³.

Tots els sistemes d'anàlisi de front d'ones actuals, excepte el refractòmetre espacialment resolt que requereix aspectes subjectius del pacient, només avaluen l'estat del sistema

visual des de la pel·lícula lacrimal fins a la retina, però no més enllà. No obstant, el processament de la informació visual per part del cervell de les imatges retinianes és una part bàsica de la funció visual. El còrtex cerebral podria compensar algunes aberracions en funció del tipus o la seva magnitud, o de l'edat del pacient. Aquestes serien característiques neurològiques individuals.

Caldrà determinar el front d'ones òptim per a cada pacient, mitjançant tecnologia que avalui l'impacte negatiu o positiu de cada terme de les aberracions, per a realment personalitzar les correccions de les ametropies, tant mitjançant ulleres, lents de contacte, LASIK o lents intraoculars, fàquiques o pseudofàquiques.

2. DISCUSSIÓ DELS MATERIALS I MÈTODES

2.1. Mètodes de mesura de les aberracions oculars

2.1.1. Mètode de Hartmann-Shack

L'anàlisi del front d'ones mitjançant el mètode de Hartmann-Shack presenta una sèrie de **limitacions o errors**:

a. *Grans aberracions oculars*

El mètode de Hartmann-Shack no té en compte la qualitat dels punts individuals formats per les lents, i només valora el seu desplaçament per calcular l'aberració del front d'ona. La qualitat dels punts disminueix, generalment, per trencament de la pel·lícula lacrimal o per patologies com el queratoconus o cicatrius corneals, que generen aberracions tan grans que fa que els punts es converteixin en taques borroses difícils de localitzar¹⁷. Calen millores en la majoria d'aparells de mesura per aquestes situacions.

b. *Miosi intensa*

Pot dificultar la mesura aberromètrica. Pot requerir midriasi farmacològica per a la mesura de la totalitat de les aberracions.

c. *Opacitat de medis oculars*

Alteren l'anàlisi del front d'ones ja que:

- augmenten la dispersió lluminosa. S'ha intentat quantificar i tenir-la en compte com a possible factor de confusió en l'anàlisi aberromètric.
- atenuen la llum i dificulten la seva arribada a la retina i sobretot la tornada al sensor i a la càmera.

d. *Fenomen de dispersió* provinent d'estructures coroides subjacents a la fòvea.

e. Presència d'*ecos d'interferència*.

f. *Estat de la pel·lícula lacrimal* (veure Introducció capítol 3.2.7. Factors que modifiquen les aberracions oculars)

Les alteracions de la pel·lícula lacrimal poden afectar significativament la qualitat de l'anàlisi del front d'ones. És preceptiu fer parpellejar al pacient just abans de fer la mesura amb l'aberròmetre^{40,57}.

- Aberròmetre Zywave

La reproductibilitat i validesa de l'aberròmetre són paràmetres bàsics per a la seva utilització com a mètode de mesura en un estudi. La fiabilitat de l'aberròmetre Zywave (Bausch&Lomb) ha estat analitzada per diferents investigadors^{43,58}.

En el nostre estudi s'han realitzat tots els exàmens aberromètrics sense correcció òptica. Aquest és el mètode més emprat, bàsicament per la inducció d'aberració esfèrica, sobretot per l'alta curvatura de superfície de les LC. Tot i això, hi ha estudis en els que les mesures s'han realitzat amb ulleres o LC⁵⁶, basant-se en el fet que les aberracions generades per les LC són les habituals en el dia a dia dels portadors de LC.

2.1.2. Mètode Tscherning

A l'igual que el mètode de Hartmann-Shack, no permet l'anàlisi d'ulls amb aberracions excessivament altes.

La reproductibilitat de les mesures del front d'ones és molt important per a la fiabilitat d'aquest mètode. Segons Mrochen i cols.⁵⁹ és alta, essent de $\pm 0,08D$ per l'esferocilindre, de 10 μ per l'RMS total i de 2 μ per l'RMS de les aberracions d'alt ordre.

2.1.3. Mètode traçat de raigs retinians

Un dels inconvenients habituals en la mesura del front d'ones és el moviment ocular. Segons la casa comercial, el sensor Ray Tracing Refractometer, que empra aquesta tecnologia desenvolupada per Wakil i Pallikaris, pot compensar els moviments sacàdics de l'ull gràcies a la gran rapidesa del làser i a un sistema de seguiment per vídeo, que només permet l'emissió del raig quan l'eix visual de l'ull i l'eix òptic de l'instrument estan alineats. Un altre avantatge d'aquest mètode és que permet avaluar de forma precisa còrnies altament irregulars.

La reproductibilitat del sistema, segons Pallikaris i cols.⁶⁰, en un grup de 20 ulls pseudofàquics estudiats, va ser de 0,2 D en un 95% de casos. Segons ells, la reproductibilitat és menor en zones d'anàlisi petites centrades en la pupil·la.

Actualment és un mètode únicament diagnòstic, tot i que Visx Inc. té els drets d'aquest mètode per aplicar-lo pròximament a plataformes d'ablació corneal làser personalitzada.

2.1.4. Refractòmetre Espacialment Resolt

La reproductibilitat del Refractòmetre Resolt Espacialment és bona, segons Burns i cols.⁶¹, amb una desviació d'unes 0,09 D per una pupil·la de 6 mm. Aquests resultats, segons l'autor, són comparables a d'altres aberròmetres que empen mètodes de Hartmann-Shack o de traçat de raigs retinians. Els resultats són descrits com a estables en el temps.

Un inconvenient que presenta aquest mètode és la necessitat d'una perfecta alineació dels tres canals òptics de que consta. Una altra limitació d'aquest mètode és el temps prolongat requerit per l'alineació subjectiva del tots els punts aberrats.

2.2. Mesura de la sensibilitat al contrast

2.2.1. Utilitat de la mesura de la sensibilitat al contrast

El principal avantatge d'emprar la sensibilitat al contrast com a eina diagnòstica és que permet una avaluació entenedora de la funció visual del conjunt de formes i contrastos diferents de la vida quotidiana. Està acceptat que la mesura de la sensibilitat al contrast representa un mètode més sensible i complet d'avaluació de la funció visual que no pas la mesura de l'AV amb les taules d'Snellen⁴⁷.

Alhora, al tractar-se d'una prova que requereix de la col·laboració del pacient però de relativa senzillesa, és molt útil en nens, ja que se'ls pot instruir a definir només la orientació del sinusoide amb un llapis o amb la mà. També té gran utilitat en l'avaluació de pacients analfabets.

A diferència dels exàmens habituals d'AV que mesuren només la sensibilitat a altes freqüències amb alt contrast (objectes petits en blanc i negre), l'examen de la sensibilitat permet la detecció de certs problemes visuals que afecten les freqüències mitjanes o baixes. Així doncs, les proves de sensibilitat al contrast poden ajudar al diagnòstic precoç de moltes patologies, i al control i seguiment de situacions com són:

- **Glaucoma:** l'avaluació de la sensibilitat al contrast pot ser un bon cribratge pel glaucoma. Els pacients amb glaucoma incipient poden presentar alteracions en la sensibilitat al contrast però normalitat en d'altres proves. Per tant, pot ser una bona eina

diagnòstica conjuntament a la tensió ocular i la campimetria. Solen tenir disminució de la sensibilitat al contrast en freqüències mitjanes però amb alta freqüència normal.

S'ha demostrat que si es realitza un estricte control de la hipertensió, totes les freqüències de la sensibilitat al contrast milloren⁶².

- **Alteracions neurològiques:** la mesura de la sensibilitat pot ser útil tant en el diagnòstic precoç com en el seguiment de l'esclerosi múltiple, tumors cerebrals, malaltia d'Alzheimer, malaltia de Parkinson o neuritis òptica. Es poden alterar qualsevol de les freqüències o bé totes elles.

- **Ambliopia:** és una bona prova per detectar ambliopies en nens que encara no saben llegir. Alhora serveix per la seva quantificació i seguiment.

- **Cataracta:** molts pacients poden tenir una acceptable AV (són capaços de llegir lletres amb alt contrast), però ser incapaços de desenvolupar-se en la vida real per dificultats visuals. Aquesta prova pot servir per avaluar la funció visual i valorar la discapacitat que la cataracta produeix. Habitualment presenten una depressió generalitzada de la sensibilitat al contrast, tant en altes com en mitjanes freqüències.

- **Retinopatia Diabètica:** la modificació de la sensibilitat al contrast es correlaciona millor amb l'angiografia fluoresceínica (AGF) que no pas l'AV, en pacients sense gran compromís clínic i bona AV. Per tant, pot representar un millor i més precoç indicador de lesió de la microvasculatura retiniana.

- **Lents de contacte (LC):** els usuaris habituals de LC poden presentar alteració de la sensibilitat al contrast.

- **Visió ocupacional:** la mesura de la sensibilitat al contrast és bàsica en certes professions, com poden ser pilot d'avió, controlador aeri...

- **Cirurgia Refractiva:** els pacients sotmesos a cirurgia corneal LASIK poden presentar una disminució de la sensibilitat al contrast en freqüències baixes, fins als 6 mesos després de la cirurgia, per normalitzar-se, o fins i tot millorar, després⁶³. També es pot modificar la sensibilitat al contrast després de la implantació d'una lent fàquica⁶⁴.

2.2.2. Mètodes de mesura de la sensibilitat al contrast

Tot i ser un dels mètodes més emprats i acceptats mundialment per a l'estudi de la sensibilitat al contrast^{44,64,65}, investigadors optometristes de la Universitat de Bradford,

Regne Unit han conclòs en els seus estudis⁴⁸ que el VCTS i el FACT no són mètodes adequats per l'estudi dels resultats de la cirurgia refractiva ni de la cataracta. Segons Pesudovs i cols.⁴⁸, aquests reticles sinusoidals no són un mètode suficientment repetible ni sensible i, tot i que el FACT, segons ells, presenta una millor coherència test-retest (repetibilitat), ambdós presenten mancances en la detecció de diferències subtils en la sensibilitat al contrast en grups de pacients amb funció visual gairebé normal (per exemple pacients postoperats de LASIK).

2.3. Qüestionaris de Qualitat visual

Hi ha multitud de qüestionaris en la literatura que avaluen la qualitat de vida dels pacients en relació al seu estat visual. N'hi ha que avaluen l'estat visual en general, i d'altres que estan relacionats amb situacions oftalmològiques concretes, com pot ser el glaucoma, les cataractes, la cirurgia refractiva corneal o la baixa visió per patologia macular. Exemples d'aquests qüestionaris són:

- **SF-36** (Short Form 36): qüestionari de 36 preguntes que valora la qualitat de vida en relació a la salut del pacient, però poc específicament en relació a la seva visió. També existeix el SF-20.
- **VAQ** (Visual Activities Questionnaire): avalua en general la qualitat de visual dels pacients i el seu impacte en la vida quotidiana. Ítems d'aquest qüestionari són, per exemple, la discriminació del color, l'enlluernament, l'adaptació a la foscor, la visió de profunditat, la visió perifèrica, la velocitat de processament de la visió...
- **VF-14** (Visual Function 14): qüestionari de 14 ítems que valora la capacitat del pacient per realitzar les tasques habituals en relació al seu estat visual⁶⁶.
- **NEI-VFQ** (National Eye Institute Visual Function Questionnaire): conté 51 ítems que avaluen el nivell visual i la qualitat de vida relacionada amb cataractes senils, degeneració macular associada a l'edat, retinopatia diabètica, glaucoma primari d'angle obert, retinitis per citomegalovirus o baixa visió per qualsevol altra causa⁶⁷.
- **LSQ** (Life Space Questionnaire): valora la capacitat de mobilitat dels pacients, bàsicament ancians, que el seu nivell visual els permet.

D'altra banda hi ha alguns qüestionaris que valoren el grau de satisfacció i la qualitat visual específicament de la cirurgia refractiva. Molts d'ells, però, són exàmens poc estandarditzats i realitzats particularment pel cirurgià o centre oftalmològic. Solen

avaluar paràmetres com l'enlluernament i la visió d'halos després de la cirurgia LASIK, QR o PRK⁴⁹.

La capacitat del qüestionari RSVP per avaluar la funció visual dels pacients i, en definitiva, la qualitat visual està demostrada^{50,51,68}. Però no hem trobat cap estudi en la literatura que avalués la potència d'aquest qüestionari com a predictor de funció visual després de la cirurgia refractiva.

3. DISCUSSIÓ DELS RESULTATS

3.1. Resultats de la tècnica quirúrgica

La implantació d'una ICLTM està acceptada com una opció efectiva, predictable, estable i segura. Vukich i l'Implantable Contact Lens in Treatment of Myopia Study Group¹¹, en un estudi massiu per la Food and Drug Administration (FDA) dels EUA, han avaluat 523 ulls miops al llarg de 12 mesos. L'EqE preoperatori era -10,046 D, i als 6 mesos postoperatoriament, el 60,3% dels pacients tenen un EqE entre $\pm 0,5$ D i un 86,6% entre $\pm 1,00$ D, evidenciant una alta predictibilitat quirúrgica. En la nostra mostra, el 79,75% tenen un EqE entre $\pm 0,5$ D i el 92,75% entre $\pm 1,00$ D, als 6 mesos. A més, aquesta alta predictibilitat ja s'aconsegueix als 3 mesos després de la cirurgia, i no pateix canvis significatius després. L'estudi de Vukich també defineix aquesta tècnica com molt efectiva, amb un 83,7% de pacients amb una AV corregida postoperatoria major o igual a 1, en comparació per un 67,7% de pacients amb aquesta AV abans de la cirurgia. Alhora és més segura que la cirurgia LASIK o PRK¹¹. L'índex d'efectivitat del nostre estudi es de 91,13% als 6 mesos, essent estable ja des dels 3 mesos. Lackner i cols.⁶⁹, que han estudiat 65 ulls miops amb ICLTM entre 20 i 61 anys, presenten un índex d'efectivitat als 6 mesos de 73,46%. Puig⁷⁰ descriu una efectivitat en el seu grup de pacients tractats amb ICLTM de 42,3%. L'EqE preoperatori del nostre grup ($-9,160 \pm 1,965$ D) és semblant al de Vukich¹¹ ($-10,046$ D), però inferior al de Lackner⁶⁹ ($-16,23 \pm 5,29$ D). Postoperatoriament, aquest últim autor obté un EqE mig de $-1,77 \pm 2,17$ D mentre que en el nostre estudi és de $-0,309 \pm 0,404$ D.

La seguretat de la implantació d'una lent fàquica tipus ICLTM també està acceptada per Vukich i cols.¹¹, amb un pèrdua de línies de millor AV corregida menor a la de qualsevol estudi sobre PRK o LASIK. Lackner⁶⁹ descriu en la seva mostra, un índex de seguretat als 6 mesos de 148%, mentre que en el nostre grup és del 103,86%. Aquesta diferència pot ser deguda a la baixa AV corregida mitjana de la mostra de Lackner ($0,49 \pm 0,23$) en comparació a la nostra ($0,935 \pm 0,091$), que genera un quocient entre AV corregides post i preoperatoria més alt. Cal destacar també la menor AV corregida ($0,73$

$\pm 0,26$) del grup de Lackner en comparació, per exemple, al nostre grup de pacients ($0,963 \pm 0,077$), probablement per un major defecte refractiu mig.

L'estabilitat de la tècnica quirúrgica en el nostre estudi queda demostrada ja als 3 mesos, ja que no existeixen canvis significatius en l'EqE al llarg del temps.

Hi ha altres estudis que confirmen les característiques d'aquesta tècnica quirúrgica i que, per tant, avalen els nostres resultats. Així, Jiménez-Alfaro⁶⁴ estudia 20 ulls amb un EqE preoperatori de $-14,1 \pm 2,7$ D (rang -9 i -19,5) de pacients d'edat mitjana 32,2 anys (rang 27 - 40). A tots ells se'ls ha implantat una ICL™ model V3, amb un índex d'efectivitat del 83,87%, i un índex de seguretat del 146%, als 6 mesos. Cal destacar d'aquest estudi, tot i la bona efectivitat de la tècnica, la baixa AV no corregida postoperatoria (0,52) en comparació, per exemple, al nostre estudi (0,84). Arne i cols.⁴¹ també aporten els seus resultats en la mateixa línia: en un estudi de 58 ulls miops amb un defecte miòpic preoperatori mig de $-13,85 \pm 3,1$ D, obtenen un índex d'efectivitat als 6 mesos del 84%, amb un EqE postoperatori mig de $-1,22 \pm 0,83$ D, semblant a Jiménez-Alfaro⁶⁴ ($-1,54$ D) però major al del nostre estudi ($-0,309 \pm 0,404$ D). La predictibilitat de la tècnica en l'estudi d'Arne i cols.⁴¹ és del 56,9% per un EqE de $\pm 1,00$ D, però amb un alt índex de seguretat (146%).

3.1.1. Tensió ocular

Després de la implantació d'una ICL™ està descrit l'augment de la tensió ocular (TO) per bloqueig pupil·lar, secundari al tractament postoperatori amb corticoesteroides i per dispersió pigmentària⁷¹. En la nostra mostra, s'observa un increment significatiu de la TO als 3 mesos respecte a la preoperatoria, però sempre dins del rang de TO normal ($16,19 \pm 2,523$ mm de Hg). Als 6 mesos s'observa una tendència a la disminució tot i que no estadísticament significativa. Caldria un seguiment més llarg dels nostres pacients per confirmar la hipòtesi que la causa de l'increment tensional és el tractament amb corticoesteroides després de la cirurgia. Puig⁷⁰ descriu un 27,5% d'ulls amb hipertensió intraocular després de la cirurgia, un 50% dels quals són ICL™ model V4. En tots els casos descrits per aquest autor, la TO tornà a nivells normals. D'altra banda, Lackner i cols.⁶⁹ han estudiat 75 ulls, 65 miops i 10 hipermetrops, de pacients entre 21 i 61 anys. La TO preoperatoria mitjana fou $14,2 \pm 2,7$ mmHg, i als 12 mesos observaren un descens no significatiu fins a $13,46 \pm 2,1$ mmHg estable al llarg del temps d'observació. Un altre estudi interessant és el de Vukich¹¹, on cap dels 533 ulls estudiats va requerir tractament antihipertensiu més enllà dels 6 mesos, tot i que el 0,2% d'ells tenia una TO major a 25 mmHg als 6 mesos.

3.1.2. Recompte endotelial

Puig⁷⁰ descriu una pèrdua de cèl·lules endotelials als 3 mesos de la implantació de la ICLTM del 3,98% (de 2813 a 2701 cèl·lules/mm²). Arne i cols.⁷¹ observen una pèrdua de cèl·lules endotelials de 2,1% als 3 mesos, 2,3% als 6 mesos, 2% als 12 mesos i 2% als 24 mesos. Aquests resultats concorden amb Edelhauser i cols.⁷² del ICLTM in Treatment of Myopia Study Group, que observen que la pèrdua de cèl·lules endotelials entre el primer i el tercer any després de la implantació de la ICLTM pot ser explicada més factiblement pel remodelat corneal perllongat després de la cirurgia que no pas per una pèrdua crònica i contínua de cèl·lules. Aquests autors parlen d'un percentatge de pèrdua als 12 mesos del 3%, i als 3 anys del 8,9%. Pel contrari, BenEzra i cols.⁷³ descriuen pèrdues endotelials no significatives als 6 mesos després de la implantació d'una ICLTM en 3 ulls ambliòps de pacients entre 9 i 18 anys. En el nostre estudi, hem observat una pèrdua significativa de cèl·lules endotelials als 6 mesos de la cirurgia del 8,5% (de 2535,95 ± 438,65 cèl·lules/mm² a 2319,63 ± 392,184 cèl·lules/mm²). Caldria un seguiment major per avaluar l'estabilització o la progressió d'aquesta pèrdua endotelial. Dejaco-Ruhswurm i cols.⁵² en un llarg estudi de 34 ulls amb implantació de ICLTM observen pèrdues endotelials significatives que no s'estabilitzen fins als 2 anys després de la cirurgia. Als 6 mesos descriuen unes pèrdues del 4,2%, als 2 anys del 7,9% i als 4 anys del 12,3%. Aquests autors no han observat correlació entre el grau de pèrdua endotelial i la distància entre la lent i la còrnia, ni tampoc amb el tipus de material viscoelàstic emprat en la cirurgia, ni tampoc amb el tipus de defecte refractiu (miopia o hipermetropia). Així doncs, tenint en compte les pèrdues fisiològiques del 0,6% anual i les pèrdues del 2,5% anuals després de la cirurgia de la cataracta, conclouen que la pèrdua de cèl·lules endotelials observada després de la implantació d'una ICLTM és secundària al trauma quirúrgic i que, com a tal, depèn de la corba d'aprenentatge del cirurgià.

3.1.3. Pupil·la

Per la situació de la ICLTM a la cambra posterior, en contacte amb l'iris, s'ha valorat la possibilitat de la inducció de canvis en la pupil·la per part de la lent fàquica, com poden ser alteracions de la latència pupil·lar, l'amplitud de dilatació pupil·lar i altres. Arne i cols.⁷¹ observen un mínim descens en la velocitat de contracció pupil·lar en la majoria d'ulls a l'any de la implantació de la ICLTM. Keuch i cols.⁷⁴ han estudiat 24 ulls en els que han observat una reacció pupil·lar enlentida amb una menor amplitud de contracció. Alhora, el diàmetre pupil·lar mig postoperatori era significativament menor que el postoperatori, tot i que aquesta troballa contradiu les seves expectatives, i que, segons ells, pot resultar beneficiós al generar un efecte estenopecic i disminuir els halos. La

principal explicació teòrica de Keuch pels canvis després de la cirurgia és la irritació mecànica de la constricció i redilatació pupil·lar. Contràriament als resultats d'aquest estudi, en la nostra mostra de pacients, el diàmetre pupil·lar mig mesurat sense dilatació farmacològica s'incrementa postoperatòriament als 3 mesos significativament, de $5,22 \pm 1,04$ cm a $5,60 \pm 1,01$ cm. El diàmetre pupil·lar s'estabilitza en aquest moment, no essent diferent del diàmetre observat als 6 mesos.

3.2. Sensibilitat al contrast

Estan àmpliament descrits en la literatura, els canvis en la sensibilitat al contrast generats per la cirurgia corneal^{44,63} així com per la cirurgia de la cataracta⁷⁵, però menys extensament les variacions induïdes per la implantació d'una lent fàquica. Jiménez-Alfaro i cols.⁶⁴ han avaluat 20 ulls de pacients entre 27 i 40 anys, amb un EqE preoperatori de $-14,1 \pm 2,7$ D (rang -9 i -19,5), als que se'ls ha implantat una ICL™ model V3. La sensibilitat al contrast d'aquests pacients, mesurada mitjançant un CSV-1000 (Vector Vision Inc.) ha millorat significativament postoperatòriament en totes les freqüències espacials. Arne i cols.⁷¹ també coincideixen en aquests resultats, en el seu estudi amb 58 ulls amb EqE preoperatori mig $-13,85 \pm 3,1$ D amb implantació d'una ICL™. Aquests autors observen una milloria estadísticament significativa per totes les freqüències de sensibilitat al contrast estudiades (3,6,12 i 18 cicles/grau) i per tots els nivells de luminància estudiats (5, 85 i 700 cd/m²). Una de les principals limitacions per a la comparació i comprensió d'altres estudis és la utilització de diferents aparells de mesura de la sensibilitat al contrast, i els rangs refractius diferents dels pacients.

En el nostre estudi també s'observa una milloria generalitzada de la sensibilitat al contrast després de la implantació de la lent, també en la freqüència 1,5 cicles/grau (no estudiada per Jiménez-Alfaro⁶⁴ i Arne⁷¹) però no pas en la freqüència 18 cicles/grau, per una luminància de 6 cd/m².

És interessant el fet que la sensibilitat al contrast variï, en els pacients de l'estudi de Jiménez-Alfaro⁶⁴, fins als 3 mesos després de la cirurgia, però a partir d'aquest moment ja no hi ha canvis significatius en cap de les freqüències estudiades fins els 24 mesos postoperatoris, poden suposar que les mesures de la sensibilitat més enllà dels 3 mesos després de la cirurgia són innecessàries. El nostre estudi no confirma totalment aquesta idea, ja que existeix una milloria significativa entre les mesures als 3 i 6 mesos de la sensibilitat al contrast per les freqüències 1,5, 6 i 12 cicles/grau. Caldria un seguiment més llarg dels pacients de la nostra mostra per avaluar l'estabilització o no de la milloria de sensibilitat al contrast en el temps.

3.3. ICL i aberrometria

Està àmpliament descrit en la literatura^{76,77,78,79}, l'increment d'aberracions oculars després de la correcció de la miopia mitjançant cirurgia corneal, tant PRK com LASIK, bàsicament les de 3r ordre, però especialment l'aberració esfèrica.

Pel contrari, els canvis aberromètrics induïts per la implantació d'una LIO, tant fàquica com pseudofàquica, no són tan coneguts. Mierdel i cols.⁸⁰ han analitzat 10 ulls pseudofàquics i, en comparació amb un grup control d'emètops, les aberracions oculars no són significativament diferents, a excepció d'un increment de l'astigmatisme.

Segons Guirao i cols.⁸¹, la qualitat visual dels ulls pseudofàquics és pitjor de l'esperable, tot i la millor qualitat òptica de les LIO monofocals implantades respecte al cristal·lí sa. Segons aquests autors, aquesta degradació de la imatge retiniana no pot ser explicada únicament per l'aberració corneal generada per la implantació de la LIO (incisions corneals de 6 mm). El primer dels seus motius per explicar aquesta situació són descentraments i inclinacions de la LIO. El segon dels motius és la idea que el substitut ideal pel cristal·lí humà no és una LIO amb el millor perfil aberromètric, sinó la que compensi les aberracions corneals. També proposen, com a solució, LIO personalitzades per a l'aberració corneal del pacient, assumint el risc que una lent així descentrada generaria moltes més aberracions que una LIO normal. Per aquest motiu, proposen LIO que corregeixin exclusivament l'aberració esfèrica, que no es veu modificada per inclinacions i descentraments de la lent després de la cirurgia.

Però hi ha molt pocs articles en la literatura científica que parlin de la qualitat de la imatge retiniana després de la implantació d'una lent intraocular quan es manté el cristal·lí. La situació òptica i aberromètrica d'un ull al que se li implanta una lent fàquica és totalment diferent al que se li extrau el cristal·lí i se li implanta una lent pseudofàquica.

Brunette i cols.⁵⁶ han analitzat la qualitat òptica de 4 ulls en els que se'ls ha implantat una lent fàquica de cambra anterior tipus Artisan (Ophtec BV, Groningen – Holanda). L'edat mitjana d'aquests pacients és 46 ± 11 anys, amb un EqE preoperatori de $-14,13 \pm 3,19D$ (rang $-9,75$ i $-20,5$), i se'ls han estudiat les aberracions d'alt ordre mitjançant un sensor Hartmann-Shack experimental. Una dada a tenir en compte és que l'exploració preoperatoria aberromètrica es va realitzar amb ulleres o LC i sota dilatació (fenilefrina col·liri al 5%) i cicloplègia (tropicamida col·liri al 0,8%). A les 10 setmanes de la cirurgia l'RMS d'alt ordre (3r a 7è ordre) ha disminuït en 3 pacients, i ha augmentat en un altre. L'RMS mig de 3r ordre ha passat de $0,263 \pm 0,102 \mu$ a $0,195 \pm 0,038 \mu$, l'RMS mig de 4t ordre de $0,199 \pm 0,047 \mu$ a $0,128 \pm 0,012 \mu$ i l'RMS mig de 5è ordre de $0,121 \pm 0,019 \mu$ a $0,105 \pm 0,002 \mu$, per una pupil·la de 5 mm. Quan realitzen els exàmens per pupil·les de 3 i 4 mm també observen descensos en aquests valor, però al tenir una mostra tan petita (4 ulls), cap d'aquests canvis és estadísticament significatiu. Castanera

i cols.⁸², en una mostra major, obtenen resultats similars. Aquests autors han analitzat les aberracions d'alt ordre de 15 ulls miops als que se'ls ha implantat una ICL™ mitjançant un aberròmetre Zywave (Bausch&Lomb). L'equivalent esfèric preoperatori de la mostra és -12,5 D. Observen una tendència a la disminució de les aberracions, tot i no especificar si amb significació estadística, tant d'alt ordre globalment (de 0,495 μ a 0,354 μ), com l'RMS de 3r ordre (de 0,378 μ a 0,271 μ) i l'RMS de 4t ordre (de 0,284 μ a 0,193 μ). L'aberració esfèrica també disminueix en un 36,7% (0,118 μ) però, segons l'autor, bàsicament en els pacients amb una Z400 negativa preoperatoriament. L'RMS de 5è ordre, pel contrari, pateix un increment de 0,017 μ .

En un estudi encara no publicat, Helgason i cols.⁸⁷ descriuen els canvis aberromètrics observats en 10 ulls amb implantació de ICL™ i 10 ulls amb implantació de PRL (CIBA Vision), mitjançant l'anàlisi amb un sensor Zywave (Bausch&Lomb). Els resultats observats per aquests autors són semblants als de la nostra mostra, amb absència de canvi en l'RMS d'alt ordre en els pacients ICL™ (0,39 μ) i un increment no estadísticament significatiu en els pacients amb PRL (de 0,27 μ a 0,31 μ).

En el nostre grup de pacients, l'RMS d'alt ordre preoperatori mig és $0,57 \pm 0,573 \mu$ sense dilatació pupil·lar i $0,509 \pm 0,283 \mu$ amb dilatació. Als 3 i 6 mesos es produeixen descensos en aquests valors no significatius fins a $0,406 \pm 0,198 \mu$ i $0,382 \pm 0,195 \mu$ respectivament sense dilatar. Segons Helgason, però, la majoria dels canvis en l'RMS d'alt ordre són per variacions en l'RMS de 3r ordre, amb un increment del trefoil i una disminució del coma. En la nostra mostra, hem observat un increment als 3 i als 6 mesos en el trefoil, però l'aberració comàtica no s'ha modificat significativament. Helgason introdueix un concepte molt interessant que és la interacció entre la localització de la incisió corneal i la direcció i l'orientació de les aberracions. Segons ell, quan la incisió és a les 12 hores hi ha una disminució del coma i del trefoil, sobretot en l'eix x i, pel contrari, quan és temporal hi ha un increment en aquests RMS. La impressió d'aquest autor és que les diferents aberracions interactuen i es transformen en funció de la incisió corneal, poden, fins i tot, ser substituïdes unes per altres després de la cirurgia. Teòricament, però, si les aberracions es modifiquen amb la incisió corneal quirúrgica, s'ha d'esperar que acabi el procés de cicatrització corneal per mesurar les aberracions definitives després de la implantació d'una lent fàquica, ja que durant aquest procés les aberracions de 3r ordre poden disminuir. Helgason conclou dient que els canvis aberromètrics postoperatoris són deguts a la incisió més que a la qualitat òptica de la LIO fàquica i que, per tant, el bon maneig de la incisió corneal podria representar, fins a un cert extrem, un bon control de les aberracions d'alt ordre. En contraposició, Guirao i cols.⁸¹ suggereixen, després d'analitzar 20 ulls pseudofàquics, que la incisió corneal no afecta significativament la qualitat òptica dels ulls operats.

Buhren i cols.⁸⁴, en un altre article encara no publicat, exposen els resultats obtinguts després d'implantar una lent Artisan en 13 ulls, amb EqE mig preoperatori de $-10,69 \pm$

1,92 D (rang -7,63 a -14,88). Tot i no especificar si són canvis amb significació estadística, els autors observen un increment en l'RMS de les aberracions d'alt ordre, per una pupil·la de 6 mm, de $0,405 \pm 0,245 \mu$. Aquest canvi es deu, bàsicament, a l'increment del trefoil, sobretot Z330, en $0,596 \pm 0,350 \mu$, i a l'increment en l'aberració esfèrica en $0,296 \pm 0,164 \mu$. Coincidint amb altres autors⁸³, expliquen la inducció de trefoil per la incisió (a les 12 hores, tunelitzada) i la de l'aberració esfèrica per les característiques de la lent.

L'aberració esfèrica preoperatòria, sense dilatació pupil·lar, en el nostre grup de pacients, és $-0,175 \pm 0,166 \mu$. Aquest resultat no difereix molt del descrit en altres estudis. Wang i cols.⁸⁵, emprant un sensor Hartmann-Shack WaveScan WavePrint System (Visx, Inc.), han estudiat una àmplia població de 532 ulls de 306 pacients, amb una edat de 41 ± 10 anys (rang 20 - 71) i un equivalent esfèric mig de $-3,39 \pm 2,84$ D (rang -11,5 - +7,6). Aquest estudi obté una Z400 de $-0,101 \pm 0,103 \mu$, i Porter i cols.⁸⁶ de $-0,138 \pm 0,103 \mu$, per pupil·les de 6,0 i 5,7 mm respectivament. Aquesta major negativitat de la Z400 dels nostres pacients preoperatòriament, podria ser explicada, en part, per l'edat mitjana de la nostra mostra, 35 anys, mentre que els altres dos estudis tenen poblacions amb edat mitjana de 41 anys. També podria ser una explicació l'EqE menor d'aquests dos estudis. Després de la cirurgia, en el nostre estudi, es produeix una disminució significativa de la l'aberració esfèrica, fins a nivells propers a 0 ($-0,081 \pm 0,149 \mu$).

Sarver i cols.⁸⁷ avaluen la qualitat d'imatge dels ulls amb implantació de ICLTM en comparació a la dels ulls amb cirurgia LASIK. L'EqE preoperatori mig és $-9,8 \pm 4,36$ D (rang -4,25 i -20,00) i s'ha emprat un aberròmetre Zywave tot i que no hi certesa de la fiabilitat d'aquest aparell per EqE major a -14,00D (sí per EqE inferiors^{43,58}). A més d'aquesta primera limitació de l'estudi, aquests autors només recullen les dades postoperatòries, no podent comparar-les amb l'estat aberromètric previ a la implantació de la lent. Per una pupil·la de 5,5 mm, observen un RMS de les aberracions d'alt ordre de $0,41 \pm 0,18 \mu$ i, tot i no especificar el moment postoperatori en el que realitzen la mesura, en qualsevol cas és major a l'obtingut en el nostre estudi. També observen un RMS de 3r ordre de $0,35 \pm 0,57 \mu$ molt similar al nostre, amb una aberració comàtica de $0,17 \pm 0,12 \mu$ (inferior a la de la nostra mostra) i un trefoil de $0,28 \pm 0,17 \mu$ (similar a l'observat en el nostre estudi). L'RMS de 4t ordre ($0,20 \pm 0,08 \mu$) i de 5è ordre ($0,08 \pm 0,04 \mu$) observats per Sarver i cols. són lleugerament inferiors als observats tant als 3 com als 6 mesos de la implantació de la ICLTM en els nostres pacients. Aquest estudi no detalla si per a la mesura de les aberracions d'alt ordre empen dilatació farmacològica. D'altra banda, també descriuen que totes les aberracions d'alt ordre en els pacients amb ICLTM són inferiors a les dels pacients amb LASIK a excepció del trefoil, però també que, sempre segons ells, les principals diferències aberromètriques entre aquests dos grups són l'aberració esfèrica i l'aberració comàtica. En el nostre estudi s'observen pocs

canvis estadísticament significatius entre les aberracions oculars abans i després de la cirurgia. S'observen increments significatius del trefoil, quadrafoil i pentafoil quan les mesures són sense dilatació pupil·lar, i d'aquests més de l'RMS de 5è ordre quan es mesuren amb dilatació. És interessant valorar que cal esperar als 6 mesos després de la cirurgia per observar canvis amb significació estadística. Només l'aberració esfèrica ha patit una disminució postoperatòria, però només quan és mesurada sense dilatació farmacològica de la pupil·la.

3.4. ICL i qüestionaris de qualitat visual

No hi ha cap estudi publicat que utilitzi el RSVP com a qüestionari per avaluar la qualitat visual dels pacients als que se'ls ha implantat una ICL™, ni cap altra lent fàquica. Només els mateixos autors del qüestionari, Schein i Vitale⁵⁰, van avaluar el resultat qualitatiu i subjectiu de la cirurgia LASIK en 176 pacients. Segons els autors, aquest qüestionari és capaç de detectar canvis clínicament rellevants en l'estat funcional i la qualitat de vida després de la cirurgia refractiva, en aquest cas corneal.

D'altra banda, com s'ha parlat a la discussió dels Material i Mètodes, han estat emprats molts qüestionaris de qualitat visual no estandarditzats, en un intent d'avaluació de la funció visual després de la cirurgia refractiva. Així, Arne i cols.⁷¹, fan qüestions abans i després de la cirurgia sobre visió nocturna, conducció nocturna i diürna, visió propera i visió en condicions de mala il·luminació. La majoria de pacients millora subjectivament, en aquest estudi, amb una disminució de les dificultats visuals. Tot i això, un 54,3% explicava tenir halos durant la conducció nocturna (el 26,9% ja en tenia preoperatòriament). Vukich i cols.¹¹, en un estudi amb 291 pacients, realitzaren un qüestionari de qualitat visual amb preguntes sobre qualitat de visió, enlluernament, halos, visió doble i conducció nocturna. Tot i que el 92,4% dels pacients es manifestaren molt o extremadament satisfets amb els resultats de la cirurgia, els autors parlen d'una lleugera milloria en la puntuació del qüestionari respecte del preoperatori, però sobretot quan el comparen amb els d'altres tècniques quirúrgiques corneals, en les que habitualment s'incrementen els símptomes. La puntuació postoperatòria als ítems d'aquest qüestionari no pateix grans canvis respecte del preoperatori, i entre un 1 i un 25% de pacients estan en el subgrup de pacients que van millorar lleugerament la puntuació.

En el nostre estudi, hem empleat el qüestionari RSVP abans i 3 i 6 mesos després de la implantació de la ICL™. Totes les puntuacions del qüestionari, tant la total com les de les subescales Function, Drive, Symptoms, Problems i Glare, milloren significativament després de la cirurgia. Totes ho fan ja als 3 mesos, i aquesta milloria es manté estable fins els 6 mesos, a excepció de la subescala Glare (Enlluernament), que no és fins els 6 mesos que és significativament millor que abans de la cirurgia. D'aquesta manera,

l'RSVP es confirma com un bon indicador de qualitat visual en els pacients amb implantació de lent fàquica tipus ICL™, però calen, com a mínim, 6 mesos, per obtenir els resultats significatius i avaluar si es pot parlar o no de milloria de la qualitat visual.

3.5. Correlació aberrometria i edat

Brunette i cols.⁵² han estudiat 140 pacients amb un EqE \pm 3,5 D, amb una edat de $43,2 \pm 24,5$ anys (rang 5,7 - 82,3), mitjançant un sensor Hartmann-Shack experimental. Segons aquests autors, el patró aberromètric monocromàtic per una pupil·la de 5 mm en funció de l'edat, no s'adapta a un model lineal, com ha estat àmpliament acceptat fins el moment⁸⁸, sinó que pot ser definit per un model polinomial de segon ordre, amb un patró en V. D'aquesta manera, l'RMS de les aberracions d'alt ordre disminueix progressivament amb l'edat, des dels 5 fins als 30-40 anys. Aquesta dècada pre-presbiòpica sembla ser el període de la vida en el que l'ull té la millor qualitat òptica. A partir d'aquest moment es produeix una inversió en l'evolució de l'RMS, i des dels 40 fins als 80 anys, es produeix un augment de les aberracions. El patró clàssic d'increment lineal de l'RMS de les aberracions d'alt ordre amb l'edat, segons els autors, també s'observa però només quan s'analitzen rangs similars d'edat i de diàmetre pupil·la.

L'RMS de les aberracions oculars tendeix a incrementar amb l'edat, en certa mesura, per l'increment del coma i l'aberració esfèrica corneals, però bàsicament pels canvis del cristal·lí^{31,88}. Amb el pas del temps, el cristal·lí s'engruixeix, i s'incrementa l'aberració esfèrica i l'astigmatisme oblic⁵², bàsicament per alteració del perfil de superfície cristal·lina. Smith i cols.⁸⁹ analitzen les aberracions oculars en dos grups de pacients: joves (n=13, 20-29) i grans (n=13, 56-72), i conclouen que l'aberració esfèrica (Z400) del cristal·lí es fa menys negativa amb l'edat. En el nostre estudi, però, també s'han comparat les aberracions d'alt ordre en dos grups de pacients: A (n=38, $28,20 \pm 4,52$ anys, rang 19-34) i B (n=40, $41,85 \pm 4,46$ anys, rang 35-50). Cap de les aberracions mesurades, ni preoperatòriament ni als 6 mesos de la implantació de la ICL™, és significativament diferent en aquests dos grups de pacients, a excepció de l'aberració esfèrica preoperatòria mesurada després de la dilatació amb tropicamida. S'observa una Z400 significativament ($p=0,048$) més negativa en el Grup B ($-0,61 \pm 0,66 \mu$) que en el grup de joves ($-0,31 \pm 0,44 \mu$), però cal tenir en compte que amb la pupil·la en condicions fisiològiques aquestes diferències desapareixen. Aquest resultat no concorda amb l'estudi d'Smith i cols.⁸⁹ ni amb el d'Artal i cols.⁸⁸, però pot ser degut a que les poblacions analitzades en aquests dos estudis són gairebé emètrops, en les que la variabilitat de l'RMS en funció de l'edat és menor que en les que tenen errors refractius alts⁸⁸.

Un altre possible motiu per no trobar diferències significatives en les aberracions en funció de l'edat en la nostra mostra, ni diferències entre els dos subgrups A i B, podria

ser la relativa joventut de la mostra ($35,03 \pm 8,21$ anys), i la poca diferència d'edat mitjana entre els dos grups: A = 28,20 anys i B = 41,85 anys. Segons Artal i cols.⁸⁸ l'edat d'inflexió en la que l'equilibri entre l'aberració corneal i la interna es perd, per increment de les aberracions, bàsicament esfèrica, del cristal·lí, és 45 anys. En el nostre estudi només 7 pacients tenen 45 anys o més.

Altres autors també observen un increment de les aberracions d'alt ordre amb l'edat, tot i que moderat. Wang i cols.⁸⁵ en una població de 306 pacients observen un lleuger augment de l'RMS d'alt ordre, de l'aberració esfèrica i del coma amb l'edat, amb $r=0,317$, $r=0,273$ i $r=0,176$ respectivament ($p<0,002$ en tots els casos). Segons els autors, però, l'edat explica el 10% o menys de la variació de l'RMS d'aquestes aberracions, ja que r^2 de les correlacions significatives és 0,1 o menor. Marcos i cols.⁹⁰, en un estudi amb pacients joves (20-40 anys), no observen correlació entre les aberracions i l'edat pel subgrup de miops, però sí una major aberració esfèrica en els hipermetrops. Segons ells cal tenir molt en compte el petit rang d'edat de la mostra.

De tota manera, s'ha de tenir en compte que dos RMS similars no impliquen funcions visuals iguals, ja que hi ha altres factors que no es tenen en compte en la mesura aberromètrica, com la dispersió o scatter ocular o la miosi pupil·lar progressiva amb l'edat que compensa, en part, la degradació de la qualitat òptica associada^{52,88}.

3.6. Correlació qualitat visual i equivalent esfèric preoperatori

3.6.1. Aberracions oculars d'alt ordre

La relació entre el defecte refractiu esfèric i la magnitud de les aberracions oculars és un tema controvertit. Ha estat descrit, en varis estudis, un increment de les aberracions amb el grau de miopia. D'aquesta manera Applegate i cols.⁹¹ observen una tendència a l'augment de les aberracions amb la miopia per una pupil·la de 7 mm, en una població de 23 pacients amb un EqE entre +0,25 i -9,25 D. Marcos i cols.⁹⁰ estudien les aberracions oculars en 49 ulls de pacients joves amb un defecte esfèric entre -0,25 i -15,00 D, i observen un increment significatiu de l'RMS d'alt ordre amb la miopia.

He i cols.⁹² observen un RMS d'alt ordre significativament major en el seu grup de miops (-0,75 a -9,00 D) que el grup d'emètops.

D'altra banda, però, hi ha estudis, com el de Cheng i cols.⁹³, que no observen correlació significativa entre l'error refractiu i les aberracions d'alt ordre. Aquests autors han estudiat 200 ulls de pacients sans, amb ametropies entre -10,00 i +5,00 D, tots ells amb pupil·les de 6 mm, dilatats i amb cicloplègia. Segons ells, contràriament al previst per les teories òptiques, l'aberració esfèrica dels seus pacients no era diferent a la dels

pacients emètrops. Alhora, l'RMS del total d'aberracions d'alt ordre (3r a 10è ordre), l'RMS de 3r i de 4t ordre, no es correlacionen amb l'error refractiu. Porter i cols.⁸⁶ tampoc observen correlació significativa, en una població de 109 subjectes sans amb defecte esfèric entre -12,00 i +6,00 D, entre l'aberració esfèrica i el desenfoc o error refractiu esfèric. Alhora, descriuen una manca de correlació entre els diferents modes de Zernicke en la població. Aquests autors, però, tampoc troben correlació entre l'error esfèric i les aberracions d'alt ordre quan divideixen la població en tres subgrups en funció del defecte esfèric: de -12,00 a -1,00 D, emètrops i de +1,00 a +6,00 D, en un intent d'eliminar l'emascament de la possible correlació per un excessiu rang de defecte refractiu esfèric.

En la nostra mostra, ni l'RMS del total d'aberracions d'alt ordre, ni l'RMS de 3r, 4t, 5è ordres, ni l'RMS del coma ni del trefoil de 3r ordre ni l'aberració esfèrica, totes elles mesurades preoperatoriament sense dilatació pupil·lar, normalitzades per un diàmetre pupil·lar de 6 mm, no presenten correlació estadísticament significativa amb l'EqE preoperatori. De manera similar, els RMS de totes les aberracions prèviament citades mesurades als 6 mesos de la implantació de la ICL™ tampoc es correlacionen significativament amb l'EqE preoperatori (Resultats, Taula 14). Es pot deure a que el rang d'EqE preoperatori dels nostres pacients és més estret, o bé a que en el nostre estudi l'examen aberromètric s'ha realitzat per una pupil·la de 6 mm. Llorente i cols.⁹⁴ atribueixen aquesta disparitat de resultats entre estudis a diversos factors: diferents grups d'edat, diferents rangs de defecte refractiu, diferents poblacions i ètnies, alhora que diferent poder estadístic dels estudis, i diferents mètodes de mesura de la curvatura corneal i de les aberracions.

Castejón-Mochón i cols.¹⁸ han estudiat el perfil aberromètric de 60 pacients emètrops joves mitjançant un mètode de Hartmann-Shack. En el seu estudi, el 99,8% de l'RMS total està contingut en els primers quatre ordres de Zernicke, per una pupil·la de 5 mm. De la mateixa manera que en el nostre estudi, aquests autors^{18,86} han observat alta variabilitat interpersonal. Així, en la nostra mostra, l'RMS d'alt ordre (3r fins a 5è ordre) preoperatori és 0,57 μ , però amb una desviació estàndard de 0,573 μ . De manera similar, l'RMS de 3r ordre és 0,308 \pm 0,245 μ .

En el nostre estudi, també hem avaluat la correlació existent entre les aberracions d'alt ordre als 6 mesos de la implantació de la ICL™ i l'error refractiu preoperatori. La nostra hipòtesi era que com menor fos l'EqE preoperatori menors serien les aberracions després de la cirurgia, però els resultats no ho corroboren, ja que no s'observa correlació significativa entre l'EqE preoperatori i cap de les aberracions d'alt ordre als 6 mesos mesurades, sense dilatació pupil·lar farmacològica.

3.6.2. Sensibilitat al contrast i qüestionari de qualitat visual

No hem trobat cap publicació que intenti avaluar la relació existent entre la qualitat òptica resultant després de la implantació d'una lent fàquica, mesurada mitjançant sensibilitat al contrast o qüestionaris subjectius, i l'error refractiu existent abans de la cirurgia. La nostra hipòtesi era que la qualitat de visió postoperatòria seria menor a major EqE prequirúrgic, però amb els resultats obtinguts no es pot confirmar. Cap dels nivells de sensibilitat al contrast ni cap de les subescales del qüestionari RSVP als 6 mesos es correlaciona significativament amb l'EqE abans de la cirurgia.

3.7. Correlació aberrometria i diàmetre pupil·lar

Com ja està descrit, les aberracions oculars d'alt ordre s'incrementen amb el diàmetre pupil·lar. Castejón-Mochón i cols.¹⁸ observen una relació directa entre l'RMS total i l'àrea pupil·lar, amb un coeficient de regressió $R^2=0,999$. Segons els autors aquest resultat és totalment esperable ja que la major part de l'aberració és de segon ordre, que radi quadrat depenent. Aquesta relació no pot ser descrita tan correctament per una funció quadràtica en pacients ancians o ulls patològics (trasplantament de còrnia...), amb més aberracions d'alt ordre que els pacients joves i sans estudiats per aquests autors. Els resultats obtinguts en el nostre estudi coincideixen totalment amb Castejón-Mochón, ja que hem observat correlació positiva entre el diàmetre pupil·lar i gairebé totes les aberracions d'alt ordre mesurades tant pre com postoperatòriament, i tant amb dilatació com sense (Resultats, Taula 11). L'aberració esfèrica presenta una correlació significativa, només en la mesura preoperatòria sense dilatació, però negativa. Cal entendre aquest resultat ja que la Z400 és un valor negatiu, i no un valor absolut d'RMS. Per tant, a major diàmetre pupil·lar més negativa és l'aberració esfèrica, en definitiva, major aberració.

3.8. Correlació qualitat visual i vault

La qualitat òptica està en relació, en certa mesura, amb la distància entre els medis refractius (ulleres, lents de contacte, lent intraocular...) i la retina. Teòricament, i seguint aquesta idea, la qualitat òptica dels ulls als que se'ls ha implantat una ICL™ també hauria de variar en funció de la distància entre la lent i el pol posterior. Per tant, la nostra hipòtesi inicial era que els pacients amb un vault menor, sense ésser perjudicial, haurien d'assolir nivells de visió superiors als que tinguessin una major distància entre la ICL™ i el cristal·lí. Contràriament a l'esperat, no hem observat relació significativa entre la distància entre la lent i el cristal·lí i la qualitat òptica de l'ull, avaluada

mitjançant el qüestionari de qualitat visual, sensibilitat al contrast en les seves 5 freqüències espacials i el perfil aberromètric. Només s'ha observat correlació negativa amb significació estadística entre el vault i l'RMS de les aberracions de 4t ordre (aberració esfèrica, astigmatisme secundari i quadrafoil), quan aquest és mesurat als 6 mesos i sense dilatació pupil·lar.

3.9. Comparació de les aberracions amb i sense dilatació amb tropicamida

La dilatació farmacològica de la pupil·la per a la mesura de les aberracions d'alt ordre de l'ull és un tema controvertit. Quin és el millor fàrmac per dilatar la pupil·la és encara una pregunta sense resposta. Bàsicament depèn de què es pretengui obtenir de la mesura aberromètrica i per què es vulgui emprar el mapa aberromètric. Els fàrmacs més emprats són la Tropicamida^{90,94}, Fenilefrina^{34,44,58}, la combinació de Tropicamida i Fenilefrina^{52,56} o Ciclopentolat^{31,34,53}. Hi ha d'altres autors que mesuren les aberracions d'alt ordre sense cap tipus de dilatació^{18,85,86}, amb el conseqüent problema de l'insuficient diàmetre pupil·lar generat, que impedeix, en molts aberròmetres, mesurar les aberracions d'ordre major al 3r o 4t. Així, per exemple, l'aberròmetre Zywave (Bausch&Lomb) emprat en el nostre estudi, requereix una pupil·la mínima de 5,5 o 6 mm (en funció de la versió del Software) per avaluar les aberracions d'alt ordre majors al 3r ordre.

La dilatació de la pupil·la amb fàrmacs té dos mecanismes teòrics d'alteració de les aberracions oculars: 1) augment del diàmetre pupil·lar amb penetració de llum per zones corneals perifèriques i 2) modificació, en diferent mesura, de l'acomodació.

La fenilefrina és un simpaticomimètic amb acció lleugerament més curta i que, diferencialment, no afecta l'acomodació. Pel contrari, el ciclopentolat, i en menor mesura la tropicamida, paralitzen l'acomodació i tenen efecte dilatador més prolongat. Amb la dilatació pupil·lar amb un anticolinèrgic es controla la miopització acomodativa, sobretot en pacients joves, al realitzar la mesura aberromètrica. No hi ha evidència, actualment, que la cicloplègica *per se* afecti les aberracions d'alt ordre³⁴, però aquesta relació és inferida per l'alteració, ja coneguda, que la paràlisi de l'acomodació genera^{34,35}. Per intentar dilucidar la implicació de l'acomodació en el perfil aberromètric, Carkeet i cols.³⁴ van analitzar dues vegades les aberracions dels ulls drets de 34 subjectes joves i sans, una vegada després de la instal·lació de ciclopentolat i l'altra després de fenilefrina, mitjançant un aberròmetre Zywave (Bausch&Lomb). Observen diferències significatives en tots els RMS d'alt ordre, però especialment en el del coma de 3r ordre. L'explicació a aquestes diferències podria ser el nivell d'acomodació residual que deixen cadascun dels fàrmacs³², però també podrien ser explicades per la diferent localització del centre pupil·lar després de la dilatació amb un

o altre fàrmac (és conegut que l'ectòpia pupil·lar genera aberracions oculars, sobretot coma i coma secundari⁸⁶). L'RMS de les aberracions dels ulls amb dilatació no cicloplègica és menor. D'aquesta manera, es podria pensar que la fenilefrina deixa l'ull en una situació més fisiològica en quant a l'acomodació, essent el fàrmac d'elecció⁴⁴, però hi ha pacients que realitzen una acomodació excessiva durant l'aberrometria i que, per tant, requereixen cicloplègia. Aquest és un punt crucial a conèixer en les mesures aberromètriques que es realitzen per l'ablació corneal basada en el front d'ones, però no tant per les exploracions únicament diagnòstiques⁹⁵.

En el nostre estudi hem realitzat les mesures del front d'ona dels ulls dels pacients sense dilatació farmacològica i 15 minuts després de la instil·lació d'una gota de Tropicamida. Katsanevaki i cols.⁹⁶ també ha emprat aquest fàrmac per a l'estudi aberromètric de 30 ulls miops sense cirurgia prèvia, mitjançant un aberròmetre Hartmann-Shack (WASCA, Carl Zeiss, Alemanya) i un aberròmetre de traçat de raigs (Tracey Technology, Texas, EUA). Sorprenentment, no observa diferències significatives en els RMS de cap de les aberracions d'alt ordre, amb cap dels dos aberròmetres, abans i 30 minuts després de la Tropicamida, tot i dilatar efectivament la pupil·la i generar un lleuger efecte cicloplègic (menor a 0,5 D). Contràriament als resultats de Katsanevaki, en el nostre estudi hem observat diferències amb alta significació estadística ($p=0,0001$) tant en les mesures preoperatòries com als 3 mesos i als 6 mesos després de la cirurgia, en l'RMS de l'astigmatisme de 2n ordre, l'RMS de 3r ordre, el coma, el trefoil, l'RMS de 4t, l'aberració esfèrica, l'astigmatisme secundari de 4t ordre, el quadrafoil, l'RMS de 5è ordre, el coma secundari, el trefoil secundari i el pentafoil, quan han estat realitzades sense dilatació pupil·lar i després de la instil·lació de Tropicamida. Només l'RMS de les aberracions totals d'alt ordre no presenta diferències significatives amb la dilatació. En tots els casos, l'RMS de les aberracions mesurades després de la dilatació són majors que el de les mesures sense.

3.10. Repetibilitat i fiabilitat de les mesures aberromètriques

La repetibilitat i fiabilitat de les mesures de l'aberròmetre són la principal limitació per a la utilització de plataformes d'ablació corneal personalitzada basades en el mapa d'aberracions oculars. Segons Carkeet i cols.³⁴ les mesures úniques de les aberracions d'alt ordre no són fiables. La desviació estàndard de l'RMS intrapacients descriu poc acuradament la repetibilitat de la mesura del front d'ones, ja que els fronts d'ones poden variar considerablement i, pel contrari, tenir el mateix RMS. La repetibilitat de l'RMS és un índex, segons aquests autors, de la variabilitat de la mesura aberromètrica.

La repetibilitat i validesa de l'aberròmetre Zywave (Bausch&Lomb) ha estat descrita per diferents autors. Hament i cols.⁴³ estudien 20 ulls miops, i descriuen un coeficient de

repetibilitat per l'EqE de $\pm 0,25$ D, de $\pm 0,29$ D per l'esfera i de $\pm 0,29$ D pel defecte cilíndric. Aquests autors expliquen aquestes variacions no tant per imperfecció del dispositiu, sinó per alteracions de l'estat de la pel·lícula lacrimal, mínims canvis en l'acomodació, fluctuacions en el diàmetre pupil·lar, canvis en l'humor vitri o en la fixació. Mirshahi i cols.⁵⁸ observen una baixa variabilitat pel defecte refractiu esfèric i moderada per l'astigmatisme, amb una diferència mitjana de 0,11 D, que, segons aquests autors, té poc impacte en el resultat clínic.

Una altra mesura indirecta de la fiabilitat de l'aberròmetre Zywave és l'estudi de les diferències entre la refracció subjectiva i la Predicted Phoropter Refraction (PPR) de l'aberròmetre. Aquestes diferències entre aquests dos mètodes de mesura de la refracció és crucial per a la cirurgia LASIK basada en el front d'ones. El cirurgià ha de realitzar una ablació corneal en funció del defecte refractiu, però com l'ha de mesurar?. S'ha de basar en la refracció subjectiva o pot fiar-se del PPR?. Segons Gatell⁴⁴ hi ha una molt bona correlació entre aquestes dues mesures (coeficient de correlació 0,93). Hament⁴³, pel contrari, observa un biaix miòpic del PPR, que pot ser explicat bàsicament, per la dilatació pupil·lar, en relació a l'aberració esfèrica i al fenomen de la miopia nocturna. També pot ser una explicació plausible, segons els autors, un excés d'acomodació durant la mesura, tot i el sistema d'autofogging de l'aberròmetre. Tot i aquest decalatge, quan normalitzen els resultats per una pupil·la de 3,5 mm augmenta clarament la coincidència entre la refracció subjectiva i la PPR.

En el nostre estudi hem avaluat les diferències existents entre la refracció subjectiva i la PPR i la Wavefront Refraction (WR). No hem observat cap diferència estadísticament significativa ni preoperatòriament ni als 3 ni 6 mesos després de la implantació de la ICL™. Per tant, la refracció basada en l'aberròmetre es presenta com una opció fiable i vàlida.

3.11. Correlació entre paràmetres de qualitat visual

La qualitat visual no es correlaciona correctament amb mètodes habituals de mesura de la funció visual, com és l'AV d'alt contrast⁴⁷. Aquesta mala correlació és especialment evident en situacions de baix nivell d'aberració ocular mesurada mitjançant RMS¹³. S'ha demostrat que cadascun dels modes de Zernicke té un impacte diferent en la funció visual, segons sigui avaluada amb optotipus d'AV d'alt o baix contrast. La independència matemàtica dels modes de Zernicke no implica que el seu impacte en la qualitat visual també sigui independent. Sempre s'ha suposat que a major RMS pitjor funció visual. Aquesta correlació es manté per un gran rang d'aberracions, però no pas per totes. D'aquesta manera, les aberracions es poden neutralitzar les unes amb les altres¹³. Un exemple pot ser un ull amb cert desenfoc i aberració esfèrica que té una millor qualitat òptica que un ull amb la mateixa quantitat d'aberracions però per separat.

D'aquesta manera hem volgut estudiar la correlació entre diferents modes de mesurar la qualitat visual. Preoperatòriament només s'ha trobat correlació negativa estadísticament significativa entre l'RMS de l'astigmatisme de 2n ordre i la puntuació de la subescala Problems del qüestionari RSVP ($R_s=-0,338$), amb un coeficient de regressió lineal $r^2=0,135$ ($p=0,023$). Aquest resultat implicaria que com major RMS de l'astigmatisme millor puntuació tindria el pacient en les preguntes relacionades amb els problemes que té amb la seva visió (amb poca llum, percepció de profunditat, distorsió de les coses...). Sis mesos postoperatòriament, només s'ha trobat correlació significativa entre l'RMS del trefoil i la puntuació total del qüestionari ($R_s=0,349$). Tot i presentar un coeficient de correlació d'Spearman positiu i estadísticament significatiu, el coeficient de regressió lineal ($r^2=0,004$) no és estadísticament significatiu ($p=0,703$), posant en dubte que realment, després de la cirurgia, com pitjor es puntuï el qüestionari RSVP pitjor trefoil tindrà el pacient. La resta de correlacions entre aberracions i qüestionari no són significatives, probablement perquè es confirma que l'RMS no és directament proporcional a la qualitat visual.

Un altre dels objectius d'aquest estudi era avaluar la potència del qüestionari RSVP, realitzat abans de la cirurgia, com a predictor de qualitat visual en els pacients als que se'ls ha implantat una ICL™. Per això s'ha analitzat la correlació entre les diferents subescales del qüestionari, abans de la cirurgia, i l'RMS de les aberracions d'alt ordre mesurades sense dilatació pupil·lar, als 6 mesos postoperatòriament. S'ha observat una forta correlació positiva entre la l'RMS del total d'aberracions d'alt ordre postoperatori i la puntuació preoperatoria total del qüestionari, subescala Drive, subescala Symptoms, subescala Problems i subescala Glare. Totes aquestes correlacions han estat reafirmades per coeficients de regressió lineal igualment amb significació estadística.

De la mateixa manera, s'ha avaluat la correlació existent entre la puntuació del qüestionari preoperatori i la sensibilitat al contrast als 6 mesos de la cirurgia, com a mesura de qualitat visual postoperatòria. S'ha tornat a observar una correlació negativa moderada, però estadísticament significativa, entre la subescala Function i la sensibilitat al contrast mesurada en una freqüència espacial de 18 cicles/grau. També existeix correlació estadísticament significativa entre la subescala Symptoms i les freqüències de sensibilitat 6, 12 i 18 cicles/grau. D'aquesta manera, com pitjor puntuació tinguin les subescales Function i Symptoms (més alta) abans de la cirurgia, pitjor sensibilitat al contrast cal esperar després d'implantar la ICL™. El problema és que la regressió lineal només ha confirmat estadísticament la correlació negativa entre la subescala Symptoms i la freqüència 18 cicles/grau ($r^2=0,142$, $p=0,02$), tot i ser correlacions totes elles estadísticament significatives ($p<0,05$).

No hem trobat articles en la literatura que intentin obtenir paràmetres predictors de qualitat visual després de la cirurgia refractiva. El qüestionari de qualitat visual dissenyat per la Dra.Vitale i el Dr.Schein de la John Hopkins University podria representar una bona eina per preveure quin resultat funcional pot tenir la implantació d'una ICL™ per a la correcció de moderades i altes miopies.

VII. CONCLUSIONS

Les **conclusions** d'aquest treball de Tesi Doctoral són:

1. La qualitat visual dels pacients als que se'ls ha implantat una lent fàquica de cambra posterior tipus ICL™ millora després de la cirurgia, amb millor sensibilitat al contrast postoperatòria, millor puntuació postoperatòria en totes les subescales del qüestionari de qualitat visual i disminució de l'aberració esfèrica. Alhora hi ha hagut un increment del trefoil, del quadrafoil i del pentafoil i absència de variació de la resta d'aberracions d'alt ordre.

2. La qualitat visual d'aquests pacients depèn directament del diàmetre pupil·lar però no de l'edat, ni de l'ametropia preoperatòria, ni de l'efectivitat de la tècnica quirúrgica ni de la distància entre la ICL™ i el cristal·lí.

3. La sensibilitat al contrast, el qüestionari de qualitat visual RSVP i les aberracions d'alt ordre són un bon indicador de la qualitat visual i la satisfacció totals dels pacients amb implantació d'ICL™. El qüestionari RSVP preoperatori és un bon predictor de la qualitat visual després de la cirurgia.

VIII. BIBLIOGRAFIA

- 1- Durán de la Colina J. Complicaciones de las lentes de contacto. Tecnimedia Editorial SL. Madrid, 1998.
- 2- Werblin TP, Kaufman HE. Epikeratophakia: the surgical correction of aphakia. II. Preliminary results in a non-human primate model. *Curr Eye Res.* 1981;1(3):131-7.
- 3- Sato T. Posterior half-incision of cornea for astigmatism; operative procedures and results of the improved tangent method. *Am J Ophthalmol.* 1953 Apr;36(4):462-6.
- 4- Barraquer JI. Queratomileusis para la corrección de la miopía. *Arch Soc Oftalmol Optom* 1964;5:27-48
- 5- Trokel SL, Srinivasan R, Braren B. Excimer laser surgery of the cornea. *Am J Ophthalmol.* 1983 Dec;96(6):710-5
- 6- Pallikaris IG, Papatzanaki ME, Stathi EZ, Frenschock O, Georgiadis A. Laser in situ keratomileusis. *Lasers Surg Med.* 1990;10(5):463-8
- 7- Iradier MT. Lentes fáquicas. Conceptos actuales, técnica quirúrgica y complicaciones. Monografías de la Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto-Refractiva. 2003
- 8- Fukala V. Operative behandlung der hochstgradigen miopie durch apakie. *Graefe's Arch Ophthalmol* 1890;36:230-234
- 9- Coret A, Cavero Ll. Algoritmos de decisión en cirugía refractiva. Institut Oftalmològic de Barcelona. Ergon. Barcelona, 2003.
- 10- Alió JL, de la Hoz F, Pérez-Santonja JJ. Phakic anterior chamber lenses for the correction of myopia. A 7-year cumulative analysis of complications in 263 cases. *Ophthalmology* 1999;106:458-466
- 11- Sanders DR, Vukich JA, Doney K, Gaston M; Implantable Contact Lens in Treatment of Myopia Study Group. U.S. Food and Drug Administration clinical trial of the Implantable Contact Lens for moderate to high myopia. *Ophthalmology.* 2003 Feb; 110(2): 255-66
- 12- Dejaco-Ruhswurm I, Scholz U, Pieh S, Hanselmayer G, Lackner B, Italon C, Ploner M, Skorpik C. Long-term endothelial changes in phakic eyes with posterior chamber intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg.* 2002;28:1589-1593
- 13- Applegate RA, Marsack JD, Ramos R, Sarver EJ. Interaction between aberrations to improve or reduce visual performance. *J Cataract Refract Surg.* 2003 Aug;29(8):1487-95

-
- 14- Burns SA. The spatially resolved refractometer. *J Refract Surg* 2000;16:S566-S569
- 15- Burns SA, Wu S, Delori F, Elsner AE. Direct measurement of human-cone-photoreceptor alignment. *J Opt Soc Am A*. 1995 Oct;12(10):2329-38
- 16- Choi SS, Garner LF, Enoch JM. The relationship between the Stiles-Crawford effect of the first kind (SCE-I) and myopia. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2003 Sep;23(5):465-72
- 17- Thibos L, Applegate R. Assessment of optical quality. Customized Corneal Ablation (Capítol 5). Slack Inc. 2001
- 18- Castejón-Mochón JF, López-Gil N, Benito A, Artal P. Ocular wavefront aberration statistics in a normal young population. *Vision Res* 2002 Jun;42(13):1611-7.
- 19- Howland HC, Howland B. A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye. *J Opt Soc Am*. 1977 Nov;67(11):1508-18
- 20- Platt BC, Shack R. History and principles of Shack-Hartmann wavefront sensing. *J Refract Surg* 2001 Sept/Oct;17:S573-S577
- 21- Liang J, Grimm B, Goelz S, Bille JF. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. *Opt Soc Am A*. 1994 Jul;11(7):1949-57.
- 22- Mrochen M, Kaemmerer M, Seiler T. Wavefront-guided laser in situ keratomileusis: early results in three eyes. *J Refract Surg*. 2000 Mar-Apr;16(2):116-21
- 23- Thibos LN, Applegate RA, Marcos S. Aberrometry: the past, present and future of optometry. Guest Editorial. *Optom Vis Sci*. 2003;80(1):1-2
- 24- Boyd D, Agarwal A. Wavefront analysis, aberrómetros y topografía corneal. Highlights of Ophthalmology International. Panamá 2003.
- 25- Thibos LN. Wavefront data reporting and terminology. *J Refract Surg* 2001 Sept/Oct;17:S578-S583
- 26- Campbell CE. A new method for describing the aberrations of the eye using Zernike polynomials. *Optom Vis Sci*. 2003;80:79-83
- 27- Campbell C. Observations on the optical effects of cataract. *J Cataract Refract Surg* 1999;25:995-1003
- 28- Burns SA. The spatially resolved refractometer. *J Refract Surg* 2000;16:S566-S569
- 29- Negishi K, Ohnuma K, Hirayama N, Noda T. Effect of chromatic aberration on contrast sensitivity in pseudophakic eyes. *Arch Ophthalmol*. 2001;119:1154-1158

- 30- Wang L, Koch DD. Ocular higher-order aberrations in individuals screened for refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2003 Oct;29(10):1896-903
- 31- Artal P, Guirao A, Berrio E, Williams DR. Compensation of corneal aberrations by internal optics in the human eye. *J Vis* 2001;1:1-18
- 32- Ninomiya S, Fujikado T, Kuroda T, Maeda N, Tano Y, Oshika T, Hirohara Y, Mihashi T. Changes of ocular aberration with accommodation. *Am J Ophthalmol*. 2002 Dec;134(6):924-6
- 33- He JC, Burns SA, Marcos S. Monochromatic aberrations in accommodated human eye. *Vision Res* 2000;40(1):41-8
- 34- Carkeet A, Shajan Velaedan, Kang Tan Y, Jiang Lee DY, Tan DTH. Higher order ocular aberrations after cycloplegic and non-cycloplegic pupil dilation. *J Refract Surg* 2003;19:316-322
- 35- Artal P, Fernández E, Manzanera S. Are optical aberrations during accommodation a significant problem for refractive surgery?. *J Refract Surg* 2002;18:S563-S566
- 36- López-Gil N, Iglesias I, Artal P. Retinal image quality in the human eye as a function of the accommodation. *Vision Res*. 1998 Oct;38(19):2897-907
- 37- Burns SA. The spatially resolved refractometer. *J Refract Surg* 2000;16:S566-S569
- 38- Cheng X, Thibos LN, Bradley A. Estimating visual quality from wavefront aberration measurements. *J Refract Surg*. 2003 Sep-Oct;19(5):S579-84
- 39- Katsanevaki V, Astyrakakis N, Panagopoulou S. Change of high order aberrations after the instillation of one drop of tropicamide. 7th ESCRS Winter Refractive Surgery Meeting.
- 40- Montes-Mico R, Alio JL, Muñoz G, Pérez-Santonja JJ, Charman WN. Postblink changes in total and corneal ocular aberrations. *Ophthalmology*. 2004 Apr;111(4):758-67
- 41- Thibos LN, Hong X. Clinical applications of the Shack-Hartmann aberrometer. *Optom Vis Sci*. 1999 Dec;76(12):817-25
- 42- Thibos LN. Principles of Hartmann-Shack aberrometry. *J Refract Surg* 2000;16:S563-S565
- 43- Hament WJ, Nabar VA, Nuijts RMMA. Repeatability and validity of Zywave aberrometer measurements. *J Cataract Refract Surg*. 2002;28:2135-2141
- 44- Gatell J. Tratamiento personalizado de la miopía. Barcelona 2002. Thesis Doctoralis

- 45- Packer M, Fine IH, Hoffman RS, Piers PA. Prospective randomized trial of an anterior surface modified prolate intraocular lens. *J Refract Surg.* 2002 Nov-Dec;18(6):692-6
- 46- Artal P. Hacia las fronteras de la óptica visual: soluciones para ver mejor. Discurs d'ingrés a la Academia de Ciencias de la Región de Murcia. 9 de Desembre de 2003. www.virtualdreams.um.es/acc/docos/Discursos-ArtalyOrtuno.pdf
- 47- Ginsburg AP. A new contrast sensitivity vision test chart. *Am J Optom Physiol Opt.* 1984 Jun;61(6):403-7
- 48- Pesudovs K, Hazel CA, Doran RM, Elliott DB. The usefulness of Vistech and FACT contrast sensitivity charts for cataract and refractive surgery outcomes research. *Br J Ophthalmol.* 2004;88:11-16
- 49- Brunette I, Gresset J, Boivin JF, Pop M, Thompson P, Lafond GP, Makni H. Functional outcome and satisfaction after photorefractive keratectomy. Part 2: survey of 690 patients. *Ophthalmology.* 2000 Sep;107(9):1790-6
- 50- Schein OD, Vitale S, Cassard SD, Steinberg EP. Patient outcomes of refractive surgery. The refractive status and vision profile. *J Cataract Refract Surg.* 2001 May;27(5):665-73
- 51- Schein OD, Vitale S, Meinert CL, Steinberg EP. The refractive status and vision profile: a questionnaire to measure vision-related quality of life in persons with refractive error. *Ophthalmology.* 2000 Aug;107(8):1529-39
- 52- Brunette I, Bueno JM, Parent M, Hamam H, Simonet P. Monochromatic aberrations as a function of age, from childhood to advanced age. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2003 Dec;44(12):5438-46
- 53- Applegate RA, Marsack JD, Ramos R, Sarver EJ. Interaction between aberrations to improve or reduce visual performance. *J Cataract Refract Surg.* 2003 Aug;29(8):1487-95
- 54- Holladay JT, Piers PA, Gabor Koranyi, Van der Mooren M, Sverker Norrby. A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes. *J Refract Surg* 2002;18:683-691
- 55-Artal P, Fernández E, Manzanera S. Are optical aberrations during accommodation a significant problem for refractive surgery?. *J Refract Surg* 2002;18:S563-S566
- 56- Brunette I, Bueno J, Harissi-Dagher M, Parent M, Podtetenev M, Hamam H. Optical quality of the eye with the Artisan phakic lens for the correction of high myopia. *Optom Vis Sci* 2003;80:167-174
- 57- Thibos LN, Hong X. Clinical applications of the Shack-Hartmann aberrometer. *Optom Vis Sci.* 1999 Dec;76(12):817-25

- 58- Mirshahi A, Bühren J, Gerhardt D, Kohnen T. In vivo and in vitro repeatability of Hartmann-Shack aberrometry. *J Cataract Refract Surg*. 2003 Dec;29(12):2295-301
- 59- Mrochen M, Kaemmerer M, Mierdel P, Krinke HE, Seiler T. Principles of Tscherning aberrometry. *J Refract Surg* 2000;16:S570-S571
- 60- Molebny VV, Panagopoulou SI, Molebny SV, Wakil YW, Pallikaris IG. Principles of ray tracing aberrometry. *J Refract Surg* 2000;16:S572-S575
- 61- Burns SA. The spatially resolved refractometer. *J Refract Surg* 2000;16:S566-S569
- 62- Pomerance GN, Evans DW. Test-retest reliability of the CSV-1000 contrast test and its relationship to glaucoma therapy. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1994 Aug;35(9):3357-61
- 63- Cardona C, Pérez-Santonja JJ, Ayala MJ, Claramonte P, Artola A, Alio JL. Sensibilidad al contraste después de LASIK para la corrección de la miopía. *Arch Soc Esp Oftalmol*. 2000 Aug;75(8):541-6
- 64- Jiménez-Alfaro I, Gómez-Tellería G, Bueno JL, Puy P. Contrast sensitivity after posterior chamber intraocular lens implantation for high myopia. *J Refract Surg* 2001;17:641-645
- 65- Vázquez M. Implante de lente intraocular (LIO) fáquica de sujeción iridiana vs. cirugía combinada implante de LIO fáquica de sujeción iridiana y queratomileusis in situ asistida por láser (LASIK) para corregir miopía alta. Barcelona 2002 Thesis Doctoralis
- 66- Boisjoly H, Gresset J, Fontaine N, Charest M, Brunette I, LeFrançois M, Deschenes J, Bazin R, Laughrea P, Dubé AI. The VF-14 index of functional visual impairment in candidates for a corneal graft. *Am J Ophthalmol* 1999;128:38-44
- 67- Mangione CM, Lee PP, Gutierrez PR, Spritzer K, Berry S, Hays RD; National Eye Institute Visual Function Questionnaire Field Test Investigators. Development of the 25-item National Eye Institute Visual Function Questionnaire. *Arch Ophthalmol*. 2001 Jul;119(7):1050-8
- 68- Nichols JJ, Mitchell GL, Zadnik K. The performance of the Refractive Status and Vision Profile survey in a contact lens clinical trial. *Ophthalmology*. 2001 Jun;108:1160-1166
- 69- Lackner B, Pieh S, Schmidinger G, Hanselmayer G, Dejaco-Ruhswurm I, Funovics MA, Skorpik C. Outcome after treatment of ametropia with implantable contact lenses. *Ophthalmology*. 2003 Nov;110(11):2153-61
- 70- Puig J. Uso de biópticos (ICL™ y LASIK) para la corrección de la alta miopía. Barcelona 2001. Thesis Doctoralis

- 71- Arne JL, Lesueur LC. Phakic posterior chamber lenses for high myopia: functional and anatomical outcomes. *J Cataract Refract Surg* 2000;26:369-374
- 72- Edelhauser HF, Sanders DR, Azar R, Lamielle H; ICL in Treatment of Myopia Study Group. Corneal endothelial assessment after ICL implantation. *J Cataract Refract Surg*. 2004 Mar;30(3):576-83
- 73- BenEzra D, Cohen E, Karshai I. Phakic posterior chamber intraocular lens for the correction of anisometropia and treatment of amblyopia. *Am J Ophthalmol*. 2000 Sep;130(3):292-6
- 74- Keuch RJ, Bleckmann H. Pupil diameter changes and reaction after posterior chamber phakic intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg*. 2002;28:2170-2172
- 75- Superstein R, Boyaner D, Overbury O. Functional complaints, visual acuity, spatial contrast sensitivity and glare disability in preoperative and postoperative cataract patients. *J Cataract Refract Surg* 1999;25:575-81
- 76- Moreno-Barriuso E, Lloves JM, Marcos S, Navarro R, Llorente L, Barbero S. Ocular aberrations before and after myopic corneal refractive surgery: LASIK-induced changes measured with laser ray tracing. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001;42:1396-403
- 77- Marcos S, Barbero S, Llorente L, Merayo-Llodes J. Optical response to LASIK surgery for myopia from total and corneal aberration measurements. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001;42:3349-56
- 78- Seiler T, Kaemmerer M, Mierdel P, Krinke HE. Ocular optical aberrations after photorefractive keratectomy for myopia and myopic astigmatism. *Arch Ophthalmol* 2000;118:17-21
- 79- Oshika T, Klyce SD, Applegate RA, Howland HC, El Danaoury MA. Comparison of corneal wavefront aberrations after photorefractive keratectomy and laser *in situ* keratomileusis. *Am J Ophthalmol* 1999;127:1-7
- 80- Mierdel P, Kaemmerer M, Krinke HE, Seiler T. Effects of photorefractive keratectomy and cataract surgery on ocular optical errors of higher order. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 1999;237:725-9
- 81- Guirao A, Redondo M, Geraghty E, Piers P, Norrby S, Artal P. Corneal optical aberrations and retinal image quality in patients in whom monofocal intraocular lenses were implanted were implanted. *Arch Ophthalmol* 2002;120:1143-51
- 82- Castanera J. Myopic ICL implantation improves lower and higher order aberrations. 21st Congress ESCRS. Munich, Setembre 2003.
- 83- Helgason G. Phakic posterior chamber IOLs induce few wavefront aberrations. 7th ESCRS winter refractive surgery meeting. Roma, 2003.

- 84- Bühren J, Kasper T, Terzi E, Kohnen T. Higher order aberrations after implantation of an iris claw pIOL (Ophtec Artisan) in the phakic eye. *Ophthalmologe*. 2004 Jun 19 [Epub ahead of print]. Abstract
- 85- Wang L, Koch DD. Ocular higher-order aberrations in individuals screened for refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2003 Oct;29(10):1896-903
- 86- Porter J, Guirao A, Cox IG, Williams DR. Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 2001;18:1793-1803
- 87- Sarver EJ, Sanders DR, Vukich JA. Image quality in myopic eyes corrected with laser in situ keratomileusis and phakic intraocular lens. *J Refract Surg*. 2003;19:397-404
- 88- Artal P, Berrio E, Guirao A, Piers P. Contributions of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. *J Opt Soc Am (A)* 2002;19:137-43
- 89- Smith G, Cox MJ, Calver R, Garner LF. The spherical aberration of the crystalline lens of the human eye. *Vision Res*. 2001;41:235-243
- 90- Marcos S, Barbero S, Llorente L. The sources of optical aberrations in myopic eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2002;43: E-Abstract 1510
- 91- Applegate RA. Monochromatic wavefront aberrations in myopia. De: Non-Invasive Assessment of the Visual System. OSA Technical Digest Series, Vol. 1. Washington DC: Optical Society of America 1991:234-7
- 92- He JC, Sun P, Held R, Thorn F, Sun X, Gwiazda JE. Wavefront aberrations in eyes of emmetropic and moderately myopic school children and young adults. *Vision Res*. 2002;42:1063-1070
- 93- Cheng X, Bradley A, Hong X, Thibos LN. Relationship between refractive error and monochromatic aberrations of the eye. *Optom Vis Sci* 2003;80:43-49
- 94- Llorente L, Barbero S, Cano D, Dorronsoro C, Marcos S. Myopic versus hyperopic eyes: axial length, corneal shape and optical aberrations. *J Vis*. 2004 Apr 22;4(4):288-98
- 95- Charman WN. Pupil dilation and wavefront aberration. *J Refract Surg*. 2004 Jan-Feb;20(1):87-8
- 96- Katsanevaki V, Astyrakakis N, Panagopoulou S. Change of high order aberrations after the instillation of one drop of tropicamide. 7th ESCRS Winter Refractive Surgery Meeting. Roma, 2003.

IX. ABBREVIATURES

AGF	Angiografia fluoresceínica
AV	Agudesa visual
AVcc	Agudesa visual amb correcció
AVsc	Agudesa visual sense correcció
cc	Centímetres cúbics
C	Contrast (sensibilitat al contrast)
Cd/m²	Candeles/metre ²
col	Col·laboradors
D	Diòptries
EqE	Equivalent esfèric
EUA	Estats Units d'Amèrica
FDA	Food and Drugs Administration
G	Gauges
ICL™	Implantable Contact Lens
L	Luminància (sensibilitat al contrast)
LASIK	Laser Assisted In Situ Keratomileusis
LC	Lents de contacte
LIO	lent intraocular
mL	Mil·lilitres
mm	Mil·límetres
MTF	Funció de Transferència de la Modulació
mW	Mil·liwatts
mseg	Mil·lisegon

mg	Mil·li gram
μ	Micrometres o micres
Nd- IAG	Neodimi-Itri-Alumini-Garnet
nm	Nanòmetres
OTF	Funció de Transferència Òptica
PMMA	Polimetilmetacrilat
PRK	Photo Refractive Keratectomy (Queratectomia Fotorefractiva)
PRL	Phakic Refractive Lens
PTF	Funció de Transferència de la Fase
QR	Queratotomia radial
RMS	Root mean square (arrel quadrada de la mitjana)
Rs	Coefficient de correlació d'Spearman
Rp	Coefficient de correlació de Pearson
TO	Tensió ocular

X. ANNEXES

ANNEXES

1. Qüestionari de qualitat visual (RSVP)

- a. autorització de la John Hopkins University
- b. consentiment de transferència del RSVP
- c. RSVP original
- d. RSVP modificat en Català
- e. RSVP modificat en Espanyol
- d. orientacions per a la modificació del RSVP de la Dra Vitale

2. Consentiments informats:

- a. iridotomia làser YAG
- b. cirurgia ICL™