



GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

TREBALL FINAL DE GRAU

CÀLCUL DE LA DIFUSIÓ INTRAOCULAR A PARTIR DE LA MTF PER DIFERENTS DIMENSIONS DE LA IMATGE DE DOBLE PAS

ORIOl FERRER BORRÀS

DIRECTORS: JOAN ANTONI MARTÍNEZ-ROCA I
MERITXELL VILASECA RICART
DEPARTAMENT CD6

DATA DE LECTURA 30/06/2014



GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

El Sr. Joan Antoni Martínez-Roda i la Sra. Meritxell Vilaseca Ricart,
com a directores del treball

CERTIFIQUEN

Que el Sr. Oriol Ferrer Borràs ha realitzat sota la seva supervisió el treball "Càlcul de la difusió intraocular a partir de la MTF per diferents dimensions de la imatge de doble pas" que es recull en aquesta memòria per optar al títol de grau en Òptica i Optometria.

I per a què consti, signem aquest certificat.

Sr. Joan Antoni Martínez-Roda

Tutor del treball

Sra. Meritxell Vilaseca

Directora del treball

Terrassa, 13 de juny de 2014



GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

CÀLCUL DE LA DIFUSIÓ INTRAOCULAR A PARTIR DE LA MTF PER DIFERENTS DIMENSIONS DE LA IMATGE DE DOBLE PAS

RESUM CATALÀ

Actualment existeix molta recerca pel què fa a l'estudi de la qualitat de la imatge retinal ja que, dels passos que intervenen en la visió, és l'únic de moment que podem millorar. Aquesta qualitat es veu afectada per les aberracions, difracció i difusió. En aquest treball ens centrem en l'estudi de la difusió.

Una de les tècniques que ha agafat més protagonisme per a la mesura de la qualitat de la imatge retinal és la del doble pas. L'únic instrument clínic que utilitza aquesta tècnica és l'OQAS o HDA, el qual proporciona un paràmetre anomenat OSI (Objective Scatter Index) per a la quantificació de la difusió. Ho fa a través de l'estudi de les intensitats de la imatge de doble pas a diferents regions.

En aquest treball, es valida un nou paràmetre anomenat FSI (Frequency Scatter Index) per a la quantificació de la difusió. Aquest es calcula en el domini de les freqüències, és a dir, tenint en compte la transformada de Fourier de la imatge de doble pas. L'objectiu del treball és trobar la configuració òptima pel què fa a eliminació de soroll, longitud d'ona i mida de la imatge per a l'estudi de la difusió en ulls amb cataractes nuclears.



RESUMEN CASTELLANO

Actualmente hay mucha investigación respecto al estudio de la calidad de la imagen retiniana puesto que, de los pasos que intervienen en la visión, es el único mejorable por el momento. Dicha calidad está afectada por las aberraciones, difracción y difusión. En este trabajo nos centraremos en el estudio de la difusión.

Una de las técnicas que ha cobrado protagonismo para la medida de la calidad de la imagen retiniana es la del doble paso. El único instrumento clínico que utiliza esta técnica es el OQAS o HDA, el cual proporciona un parámetro llamado OSI (Objective Scatter Index) para cuantificar la difusión. Lo hace mediante el estudio de las intensidades de la imagen de doble paso en diferentes zonas.

En este trabajo, se pretende validar un nuevo parámetro llamado FSI (Frequency Scatter Index) para la cuantificación de la difusión. Éste se calcula en el dominio de frecuencias, es decir, teniendo en cuenta la transformada de Fourier de la imagen de doble paso. El objetivo del trabajo es encontrar la configuración óptima para la eliminación del ruido, longitud de onda y tamaño de la imagen para el estudio de la difusión en ojos con cataratas nucleares.



ENGLISH ABSTRACT

Nowadays there is a lot of research in the field of retinal image quality as, from the steps involved in vision; it is the only one that we can improve. This quality is affected by aberrations, diffraction and scattering. This study is focused in the analysis of scattering.

One of the techniques that have gained popularity for the retinal image quality analysis is the one known as double pas. There is only one clinical device which uses this technique, the OQAS or HAD, and it provides a parameter called OSI (Objective Scatter Index) in order to quantify the scattering. This parameter studies the intensity of the double pas image in different areas.

This paper validates a new parameter called FSI (Frequency Scatter Index) for the quantification of scattering. It is calculated in the frequency domain, that is, it considers the Fourier transform of the double-pass image. The objective of this study is to find the optimal configuration with regard to noise removal, wavelength and image size for the scattering assessment in eyes with nuclear cataracts.



EXTENSIVE ABSTRACT

Vision process is possible thanks to three well differentiated stages. In the first one, the optical stage, light from the outside pass through the optics of the eye (cornea, lens and intraocular media) until it reaches the retina. In the second stage, the retinal one, photoreceptors are stimulated, generating signals that will travel to the ganglion cells. Finally, in the third stage, the cortical one, those stimulations are sent through two different paths (magnocelular and parvocelular) by means of the lateral geniculate body to the visual cortex.

Nowadays the first stage is the best well known of all those three and the only one we can modify. The retinal image is degraded by many factors such as diffraction (inherent to the wave behavior of light when it passes through very small obstacles), aberrations (high and low order) and intraocular scattering. This study is based on the evaluation of scattering. There are many psychophysical techniques to evaluate intraocular diffusion: the conventional ones (subjective), for example contrast sensitivity measurements, glare assessment and the direct comparison method (with the C-Quant device); there are other techniques which try to make objective measurements and do not need the active participation from the patients, as for example the LOCS III classification system based on the slit lamp observation, Scheimpflug images, the Hartman-Shack sensor and the double pass technique.

This study is focused on the double pass technique, which consists of projecting a light beam from a point object through the examined eye (first pass) which is reflected by the retina; then it passes through all the ocular media again, finally being captured by a CCD sensor (second pass). The images taken give us much information on the retinal image quality; indeed, there are many parameters calculated from the double pass image which make it possible to quantify it. Some of those parameters provide us with aberration information and some others with scattering. We focus in the ones giving us scatter information. This is basically quantified



with a parameter named OSI (Objective Scatter Index) which is given by the OQAS device or HDA, the only clinical commercial instrument that is based on the double pass technique.

OSI is defined as a ratio between the integrated pixels' intensity of the double pass image considering a circular ring in the periphery from 12 to 20 arc minutes with respect to the integrated intensity of a central circle of 1 arc minute. This definition is based on the fact that the central region of the double pass image is fundamentally affected by aberrations while the peripheral area is mainly affected by intraocular scattering. OSI does not take into account areas farther away than 20 arc minutes because most of the conventional digital cameras are affected by noise in those regions, and that makes impossible to measure low intensity signals coming from diffused light. For those reasons, especially in eyes with many aberrations, OSI might be affected by aberrations and not only diffusion.

Trying to have a better quantification of the intraocular scattering and solve the limitations previously exposed have lead authors to propose a new parameter, FSI (Frequency Scatter Index) also calculated from the double pass image. With this parameter we are not selecting a circle of the periphery but we work in the frequency domain and not in the intensity one. In other words, from the double pass image we calculate the Fourier transform, which is closely related to the MTF (Modulation Transfer Function) of the eye, a function which represents the contrast lost for every spatial frequency because of the eye's optical system. Specifically, for the FSI calculation, two Fourier transforms are calculated from two squared double pass images with different sizes (in pixels), and their slopes at low frequencies are compared. The hypothesis from which we start is that, those slopes will be different because if we consider bigger images they will contain more scattering information as they are taking into account farther regions from the image center.

In this study we analyze which is the best configuration for the FSI calculation in terms of noise removal strategies, wavelength of the light source used and optimal sizes of the images to be considered in the comparison of the slopes.



These are the configurations studied: 2 different types of noise removal strategies, one that removes the background previously captured, and the other that subtracts a constant value (digital level most repeated in the image, also known as norm); 2 different wavelengths, one in the visible range (630 nm) and the other in the infrared range (780 nm); finally, different combinations of image sizes for the slopes comparison in the frequency domain. Those sizes in pixels are: 64x64, 128x128, 256x256 and 512x512, which means that all possible combinations evaluated are 64-128, 64-256, 64-512, 128-256, 128-512 and 256-512.

It has been also studied the impact of defocus present in the double pass image in the FSI assessment.

To perform all the tasks previously described, we have analyzed double pass images from a database collected between March and May 2013. In that study an experimental double pass system very similar to one used in the OQAS device was developed; however it included some modifications such as the use of a refrigerated digital camera CCD with very high sensitivity in spite of a conventional one, and the possibility to use two different wavelengths from two laser sources. With this system a database of double pass images was built considering two different groups: a control group and group of eyes with different levels

of nuclear cataracts. The criteria of exclusion took into account different issues: ages below 18 years old, previous refractive or ocular surgery, corneal or ocular surface pathologies, retinal pathologies, visual acuity lower than 0.1 (decimal scale) and spherical refraction above 5D and astigmatism above 3D. Moreover, the database also had information about cataract gradation, collected using the cross system.

Considering all that criteria, 51 eyes with different cataract gradation were examined. From those, 25 were excluded: 9 because of the impossibility to find a better focusing of the image with the experimental double pass system; 6 with different cataract type rather than nuclear; 4 had experimental errors in the measurements; 2 did not pass the refraction exam. The



control group consisted of 12 eyes of which 1 were excluded due to possible cataract at early stage. To sum up, the total eyes considered for the study was of 41.

The double pass images of those 41 eyes have been processed in this study with free software designed for image processing, specifically the ImageJ. The procedure for the image processing is the next one: first of all, we open the 6 double pass images from 1 unique eye and compute the average image; secondly, we center the point of maxim intensity in the center of the squared image; thirdly, we apply one of the two noise removal strategies; fourth, we calculate the FSI value for the different combinations of the double pass image sizes that have been previously explained. This same process is used for the calculation of the FSI value in the double pass images affected by different levels of defocus.

FSI values have been collected in a statistics program, SPSS version 17. In this program we also collected all data from every patient as cataract grade, refraction, visual acuity, etc. Firstly, to determine which of the two noise removal strategies was more effective, differences between the two wavelengths and the optimal combination of the double pass image sizes were carried out by using a correlation study with Pearson coefficients; In it a comparison between FSI values and cataract grade proportionated by the cross method was done.

Secondly, a bivariate correlation study ANOVA was carried out to determine if there were statically significant differences in terms of FSI in eyes with different cataract grade.

Thirdly, the deviation of the FSI value obtained with the different defocus grades of the double pass images is analyzed in percentage (%), basically in the -1.50 to +2.00 range.

The conclusions of this study are the following ones: regarding the noise elimination strategies for the double pass images, the results of FSI values are very similar using both strategies. Therefore, we can affirm that the norm strategy has a clear advantage against the background one because there is no need to perform an additional measurement of the background image and thus this is translated into less time for the measurements.



In relation with the size of the images to be used in the comparison of the Fourier transforms, the best correlations in the visible range are found for the 64-128 pixels comparison while in the infrared it is found for the 64-512 pixels comparison. Therefore, the additional size to be compared with the 64x64 pixels double pass image will depend on the wavelength finally used in the system. It must be also mentioned that the worst correlations are obtained when big sizes are considered, especially when both are similar to each other, that is, when the size of 256-512 pixels are considered in the comparison. In other words, the best correlations are always established when the smallest image size is 64x64 pixels. That means that the 64x64 size must always be included in the FSI calculation.

Finally, the results also show that all the configurations provide statically significant differences between FSI values of the eyes classified in different cataract grade groups using the cross method ($P < 0,005$). Therefore, in any case FSI value obtained could be valid for clinical evaluation of eyes with cataract and scatter quantification.

Regarding the impact of different levels of defocus on the FSI value, we have concluded, as expected, that the defocus has a clear influence in the results obtained, showing the fact that the larger the defocus is, the more deviation in the FSI is obtained. That is accomplished by the two wavelengths. Moreover, the difference seems to be larger if similar image sizes are considered (for example, 64-128 pixels).

On the other hand it can be concluded that the double pass image preserves enough quality with a defocus level of $\pm 1.00D$. In these conditions, the deviations observed are lower than 10% or 20%, depending on the configuration used.

As a general conclusion it can be said that the results of the study demonstrate the validity of the FSI parameter for the objective intraocular scattering assessment.

AGRAÏMENTS

Al final tots els agraïments poden sonar a tòpic per ser molt similars sempre, no obstant, almenys en el meu cas, aquells que estan inclosos en ells és perquè de veritat han tingut una rellevància significativa en l'elaboració del qual o bé en el procés que m'ha dut fins a aquest treball:

Primer de tot, agrair sempre el recolzament incondicional en tots els aspectes de la meva vida als meus pares Neus i Joan, que són qui m'ho han donat tot i sempre desinteressadament, que han estat sempre al meu costat tant per les celebracions com per les decepcions, per les alegries i per les penúries.

A aquells amics amb els quals el pas del temps no importa ja que sempre estan i estaran al meu costat, amb els qui ja porto molt de temps en la cursa de la vida, a l'Enric i la Mireia.

Als companys que han estat al meu costat durant aquesta cursa que culmina amb aquest treball, que hem compartit molts moments d'estudi, de celebració, de tristesa, d'alegria... i entre aquests destacar al Josep M^a.

També a tots els professors i professores que m'han ajudat a millorar no solament en els meus coneixements acadèmics sinó en coneixements de la vida, tant de l'escola com de la universitat.

Finalment, als directors i tutors d'aquest treball que l'han fet possible i, sense la immensa ajuda dels quals no hauria estat possible de realitzar aquest treball, el JoAn i la Meritxell.

A tothom, moltes gràcies.

ÍNDEX

| | |
|---|---------|
| 1- Introducció | pàg. 13 |
| 2- Objectius | pàg. 16 |
| 3- Estat de l'art | pàg. 17 |
| 3.1 Qualitat òptica de l'ull | pàg. 17 |
| 3.1.1 Difracció, aberracions i difusió intraocular | pàg. 17 |
| 3.1.2 Cataractes | pàg. 20 |
| 3.2 Tècniques de mesura de la difusió intraocular | pàg. 22 |
| 3.3 Paràmetres per a la quantificació de la difusió intraocular a partir d'imatges de doble pas | pàg. 30 |
| 3.3.1 PSF (Point Spread Function) i MTF (Modulation Transfer Function) | pàg. 31 |
| 3.3.2 OSI (Objective Scatter Index) | pàg. 32 |
| 3.3.3 Nous paràmetres per a la mesura de difusió: FSI (Frequency Scatter Index) | pàg. 33 |
| 4- Metodologia i instruments | pàg. 36 |
| 4.1 Sistema experimental | pàg. 36 |
| 4.2 Base de dades | pàg. 38 |
| 4.2.1 Variables per a l'estudi del paràmetre FSI en ulls amb diferent grau de cataracta nuclear | pàg. 39 |
| 4.2.2 Variables per a l'estudi de la influència del desenfocament en el paràmetre FSI | pàg. 40 |
| 4.3 Eines pel tractament de dades | pàg. 40 |
| 4.4 Procediment utilitzat pel tractament de les imatges de doble pas | pàg. 41 |
| 4.5 Estadística | pàg. 43 |
| 5- Resultats i discussió | pàg. 44 |
| 5.1 Estudi del paràmetre FSI en ulls amb diferent grau de cataracta nuclear | pàg. 44 |
| 5.2 Estudi de la influència del desenfocament en el paràmetre FSI | pàg. 50 |
| 6- Conclusions | pàg. 53 |
| 6.1 Neteja i mida de l'àrea de la imatge de doble pas | pàg. 53 |
| 6.2 Desenfocaments de les imatges | pàg. 54 |
| 6.3 Objectius assolits | pàg. 54 |
| 7- Compromís ètic i social | pàg. 55 |
| 8- Bibliografia | pàg. 56 |

1. INTRODUCCIÓ

1- Introducció

L'ésser humà recull informació del seu entorn a través de 5 sentits, dels quals la vista és el que aporta més informació (al voltant d'un 75% del total). La informació que prové del sentit de la vista es capta a través l'ull; no obstant, aquesta ha de ser interpretada posteriorment a diferents nivells pel cervell, per tal que tingui sentit per a nosaltres (David Marr. 1985).

En el complex procés de la visió es poden diferenciar tres grans etapes principals: la primera és l'etapa òptica, on es pot entendre l'ull com un sistema òptic formador d'una imatge en el que el pla focal imatge del sistema seria la retina; la segona és l'etapa retinal, on tota la llum focalitzada en la retina estimula els fotoreceptors distribuïts al llarg d'aquesta generant diferents senyals que viatgen cap a les cèl·lules ganglionars; finalment, en la tercera etapa, la cortical, les cèl·lules ganglionars envien aquests estímuls a través de dos camins visuals coneguts com via magnocel·lular i via parvocel·lular, per mitjà del cos geniculat lateral i fins al còrtex visual. És en el còrtex on la informació es distribueix a diferents nivells d'aquest per, juntament amb altres factors, ser interpretada i donar sentit a aquests estímuls.

L'etapa en la que ens centrem en aquest treball és la primera. De fet, fins a dia d'avui, podem dir que és la única en la que podem formar part activa i així millorar la qualitat de la imatge que es forma a la retina. D'aquí la importància de les mesures de la qualitat òptica de l'ull i el seu estudi per intentar millorar-la.

La qualitat òptica ocular es veu afectada per diversos factors, alguns es poden contrarestar en major o menor grau i d'altres no. Bàsicament podem distingir aberracions (d'alt i baix ordre), difusió i difracció (Artigas et al. 1995).

Les aberracions són presents en tot els sistemes òptics reals, en el nostre cas ja sigui com a resultat de les imperfeccions en les superfícies del sistema òptic de l'ull, ja sigui en la seva forma o en el mal posicionament d'aquests elements, la diferència entre els índex de refracció o el augment del diàmetre pupil·lar. Podríem dir que les aberracions són les que afecten més en la degradació de la imatge retinal. N'hi ha dos tipus: les aberracions de baix ordre (miopia, hipermetropia i astigmatisme) que es poden corregir amb una compensació òptica i les d'alt ordre, que afecten menys a la degradació de la imatge però molt més complexes a l'hora d'intentar corregir-les.

La difusió es produeix a causa de partícules o molècules molt petites que tenen diferents índexs de refracció respecte les estructures en les que es troben. Aquestes diferències ocasionen desviaments dels raigs de llum aleatòriament, provocant un empitjorament de la

1. INTRODUCCIÓ

qualitat de la imatge que es forma a la retina per la pèrdua de contrast que ocasionen. Val a dir però, que en ulls joves i sans (sense patologies) la difusió intraocular juga un paper poc important en la degradació de la imatge retinal. No obstant, guanya protagonisme amb l'envelliment de les estructures i la presència de patologies.

Finalment, existeix la difracció. Aquest fenomen té un caràcter que és inherent a la naturalesa ondulatoria de la llum, i per tant és impossible d'eliminar-lo. Només depèn del diàmetre pupil·lar. És més, es considera que un sistema òptic perfecte és aquell que només es veu afectat per difracció. No obstant, en el nostre cas, en el que treballem amb diàmetres pupil·lars compresos entre 4 i 6 mm, l'efecte d'aquest paràmetre és mínim i per tant la seva contribució en la degradació de la imatge retinal és menyspreable.

Tot i la importància d'aquests factors en la qualitat òptica de l'ull, estudiar-los no és gens fàcil ja que no es pot accedir físicament a l'espai imatge (retina). Llavors, s'han d'emprar mètodes psicofísics de mesura els quals no són del tot objectius ja que requereixen d'una participació molt activa per part del pacient, que és qui proporciona les respostes. Això introdueix molta variabilitat i una elevada dependència dels resultats dels tests en l'observador. Darrerament però, gràcies als últims avenços tecnològics, ha estat possible aplicar tècniques de mesura objectives. Una de les més emprades és la del doble pas (Santamaria et al. 1987).

La tècnica del doble pas consisteix en enviar un feix de llum a la retina provinent d'una font puntual de llum (un làser per exemple), on serà reflectit en sentit oposat i sortirà cap enfora per ser enregistrat en un sensor (d'aquí el nom de doble pas, ja que la llum passa dues vegades pel sistema òptic de l'ull). L'eficàcia d'aquesta tècnica ha estat mostrada en diversos estudis i es pot considerar que és la única que pot registrar l'efecte de les aberracions d'alt i baix ordre i la difusió alhora, doncs és una mesura directa de la imatge que es forma a la retina. L'inconvenient però és que resulta difícil d'aïllar la contribució de cada paràmetre en la degradació de la imatge.

Actualment, l'únic instrument comercialitzat que fa servir aquesta tècnica és l'OQASTM II (Optical Quality Analysis System), desenvolupat pel Centre de Desenvolupament de Sensors, Instrumentació i Sistemes (CD6) de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) en col·laboració amb el Laboratori d'Òptica de la Universitat de Murcia (LOUM) i comercialitzat per l'empresa VISIOMETRICS S.L. (Terrassa, Barcelona). L'OQASTM II proporciona diferents paràmetres relacionats amb la qualitat òptica de l'ull i té una interfície d'usuari fàcil de manipular.

1. INTRODUCCIÓ

Un dels paràmetres que proporciona aquest instrument per a calcular la difusió és l'OSI (Objective Scatter Index). Aquest paràmetre es calcula com la raó entre la intensitat corresponent a una àrea anular exterior compresa entre 12 i 20 minuts d'arc i la de la regió central de màxima intensitat de la imatge de doble pas amb una mida d'1 minut d'arc. Segons quins valors prengui aquesta raó, es pot determinar que el grau de difusió de l'ull estudiat es troba en condicions normals o elevades.

Tal i com s'ha comentat, el paràmetre OSI es calcula a partir de la imatge de doble pas obtinguda amb l'OQASTM II, altrament coneguda com a PSF (Point Spread Function). Aquesta funció representa la imatge d'un objecte puntual d'un sistema òptic i en general es pot considerar que és una taca de mida més o menys gran en funció de les aberracions, difusió i difracció presents en el sistema. En aquest treball volem fer un estudi per analitzar nous paràmetres que donin informació de la difusió intraocular calculats a partir de la MTF (Modulation Transfer Function) enlloc de la PSF abans esmentada. La MTF representa la pèrdua de contrast en la imatge que ocasiona un sistema òptic en funció de les freqüències espacials, i per tant, està relacionada amb la transformada de Fourier de la PSF.

Amb aquesta finalitat, en aquesta memòria, a més d'aquest apartat introductori, trobarem els següents capítols; en el següent capítol descriurem quins són els principals objectius tant genèrics com específics a l'hora de realitzar aquest estudi. En l'estat de l'art farem una descripció dels conceptes que ens interessin per a aquest treball, tot recollint i ordenant la nombrosa bibliografia sobre el tema. En el capítol de metodologia i instruments descriurem com s'ha realitzat l'estudi i el tractament de les dades així com quines eines s'han emprat. En el següent capítol resumirem quins han estat els resultats obtinguts, tant quantitius i qualitius, com estadístics. Finalment, en la discussió i conclusions realitzarem un anàlisi profund dels resultats que hem obtingut, acabant amb el capítol de bibliografia, on es mostren el recull de les referències bibliogràfiques de tota la informació que ha estat utilitzada en els diferents capítols del treball.

2- Objectius

En aquest capítol descriurem breument quins són els objectius genèrics i específics d'aquest treball.

- Genèric:

L'objectiu genèric d'aquest treball és trobar la configuració òptima pel càlcul d'un nou paràmetre de difusió anomenat FSI (Frequency Scatter Index) basat en la tècnica del doble pas, emprant diverses transformades de Fourier obtingudes amb diferents dimensions de l'àrea de la imatge de doble pas i diferents longituds d'ona.

- Específics:

- Familiaritzar-se amb l'entorn del programari lliure utilitzat pels algorismes de càlcul en el tractament d'imatges.
- Realitzar els càlculs amb les possibles configuracions per determinar l'índex de difusió FSI en una base d'imatges corresponent a l'estudi clínic realitzat entre Març i Maig del 2013 a pacients amb diagnòstic de cataractes nuclears de l'Hospital Mutua de Terrassa.
- Relacionar i analitzar les dades obtingudes amb el càlcul de les diferents configuracions i les variables clíniques de l'historial clínic dels pacients.

3- Estat de l'art

Tal i com plantejàvem en la introducció, en aquest apartat de la memòria fem un recull bibliogràfic dels temes que interessin per al treball, per situar en el marc teòric adequat els conceptes que tractarem més endavant.

Primer de tot ens centrarem en la qualitat òptica de l'ull, definint-la i parlant dels diferents factors que poden influir en ella. Tot seguit, ja que el treball tracta de la mesura de la difusió intraocular, parlarem de les diferents tècniques que hi ha avui dia per a realitzar-la i quins instruments fan servir. Després, definirem què és la PSF (Point Spread Function) i la MTF (Modulation Transfer Function) així com les diferències entre una i l'altra. Finalment, parlarem de l'instrument OQASTM II, de la tècnica de doble pas que fa servir i del paràmetre OSI que s'usa actualment per a l'avaluació de la difusió intraocular. En aquest apartat també introduïrem el concepte del FSI (Frequency Scatter Index), que és un nou paràmetre proposat per a l'avaluació de la difusió i en la validació del qual contribueix el present treball de grau.

3.1 Qualitat òptica de l'ull

A grans trets, es pot considerar que l'ull és un sistema òptic formador d'imatges, el qual el compon fonamentalment dues lents: còrnia i cristal·lí. Les imperfeccions o factors que afecten a la qualitat òptica de l'ull són bàsicament "errors" en les seves estructures, ja sigui de posicionament, en les superfícies o per diferències en l'índex de refracció. Tot seguit, explicarem breument els tres components que afecten fonamentalment la qualitat de la imatge retinal, que són la difracció, les aberracions i la difusió.

3.1.1 Difracció, aberracions i difusió intraocular

La difracció és un efecte físic inherent a la naturalesa ondulatoria de la llum i per tant no es pot eliminar. Es pot definir com una desviació de les ones de la seva propagació rectilínia en un espai lliure a causa d'interactuar amb obstacles com vores, superfícies d'objectes o obertures. La difracció es posa de manifest quan aquestes ones es troben amb obstacles tals que la seva mida és de l'ordre de magnitud de la longitud d'ona de la llum. En aquestes circumstàncies, quan les ones arriben a l'obstacle es produeix una pertorbació d'aquestes, ja sigui rodejant l'objecte o produint-se una divergència a partir d'aquest. A la Figura 1 es mostra la imatge que s'obté d'un objecte puntual degut a la difracció (taca d'Airy).

3. ESTAT DE L'ART

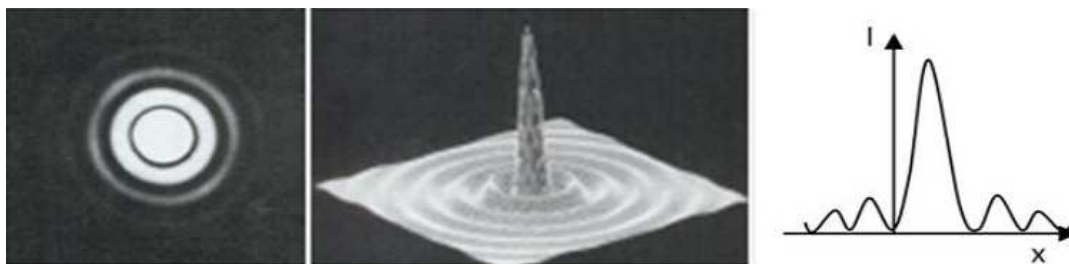


Figura 1. D'esquerra a dreta: Taca d'Airy, perfil 3D i perfil 2D.

Les aberracions, com ja hem comentat, poden donar-se com a resultat d'imperficcions en les superfícies òptiques. Aquestes imperfeccions poden ser degudes a que unes superfícies no es troben alineades amb les altres, que no estiguin alineades amb l'eix del sistema, diferències entre els índexs de refracció o bé simplement alteracions de les superfícies que no són uniformes.

Hi ha dos tipus principals d'aberracions: les de baix ordre i les d'alt ordre. Les de baix ordre són les més comunes, i són bàsicament el desenfocament (miopia i hipermetropia) i astigmatisme (Figura 2). Aquestes aberracions es poden corregir mitjançant lent oftàlmiques, lents de contacte o cirurgia refractiva. Pel que fa les d'alt ordre, són menys habituals però més complexes i no es poden corregir amb tècniques compensatòries convencionals. Algunes d'aquestes aberracions són: coma, esfèrica (Figura 3), astigmatisme oblic, distorsió.

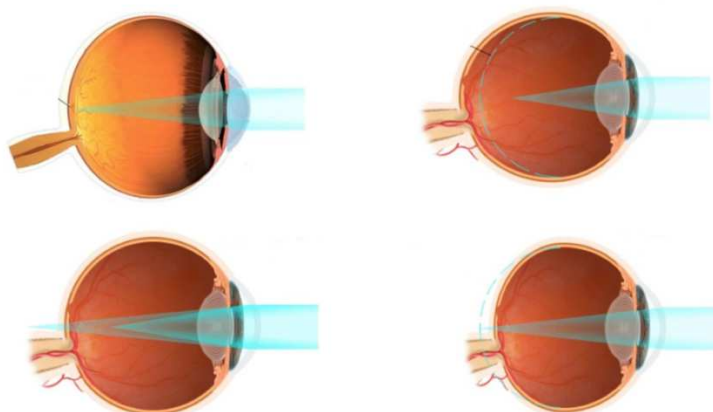


Figura 2. A d'alt a l'esquerra, ull humà emmetrop (sense aberracions). A d'alt a la dreta, ull humà amb miopia. A baix a l'esquerra, ull humà amb astigmatisme. A baix a la dreta, ull humà amb hipermetropia (reddeopticos.com).

3. ESTAT DE L'ART

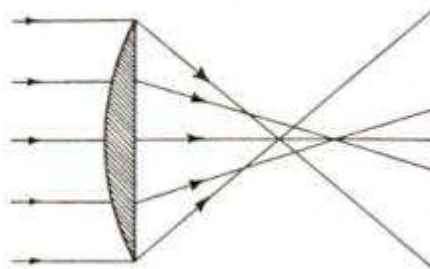


Figura 3. Exemple d'aberració d'alt ordre esfèrica. Els raigs que passen pel centre o molt propers al centre de la lent focalitzen al mateix punt, però els que passen per la perifèria es desvien i no focalitzen en el mateix punt, provocant l'aberració esfèrica (tayabeixo.org).

Finalment, la difusió intraocular és un fenomen de la llum que pateix quan aquesta es troba amb partícules molt petites en la seva trajectòria. Aquestes partícules tenen índexs de refracció diferents al medi que les envolta, i això causa que els raigs de llum, en travessar-les, canviïn de direcció. A mida que la llum entra a l'ull i travessa les diferents superfícies, una petita part d'aquesta és desviada, produint-se així la difusió (Cerviño et al. 2010).

Podem classificar la difusió en dues segons cap a on vagi la llum desviada: retrodifusió o difusió cap enrere i difusió cap endavant.

La retrodifusió o difusió cap enrere és aquella en la que la llum difosa és fins a 90 graus de la llum incident i en sentit invers. La llum de la retrodifusió no arriba mai a la retina ja que va cap enrere, així doncs no afecta a la qualitat de la imatge retinal. A més, és gràcies a aquesta difusió enrere que podem visualitzar les diferents estructures transparents de l'ull amb alguns aparells com la làmpada de fenedura o biomicroscopi.

La difusió cap endavant, en canvi, és aquella on els raigs afectats són desviats de la direcció original en diferents direccions però cap endavant, de manera que sí que arriben a la retina. És per això que provoca un enlluernament discapacitant. Les diferents estructures que contribueixen a aquest tipus de difusió són: còrnia, cristal·lí, iris, esclera, humor vitri, humor aquós i la pròpia retina (Piñero et al. 2010) (Figura 4). En joves sans, les estructures que més afecten a aquesta difusió són el cristal·lí (fins a un 40%) i la còrnia (fins a un 30%). No obstant, en funció de diversos factors com l'edat, la pigmentació i la presència de patologies aquests percentatges varien.

Pel que fa a la còrnia, la seva contribució en funció de l'edat és bastant constant, però es veu afectada en presència de patologies o cirurgia refractiva, per exemple. Pel que fa a l'iris i l'esclera, afecta molt la pigmentació de l'individu, de manera que els ulls més foscos difonen

3. ESTAT DE L'ART

menys en absorbir més llum (van Der Berg et al. 1991). La difusió del cristal·lí, en canvi, depèn molt de l'edat doncs aquest es va degradant i per tant, quan més vell és més opac i difusor es torna, i encara més amb presència de cataractes (De Waard et al. 1992)

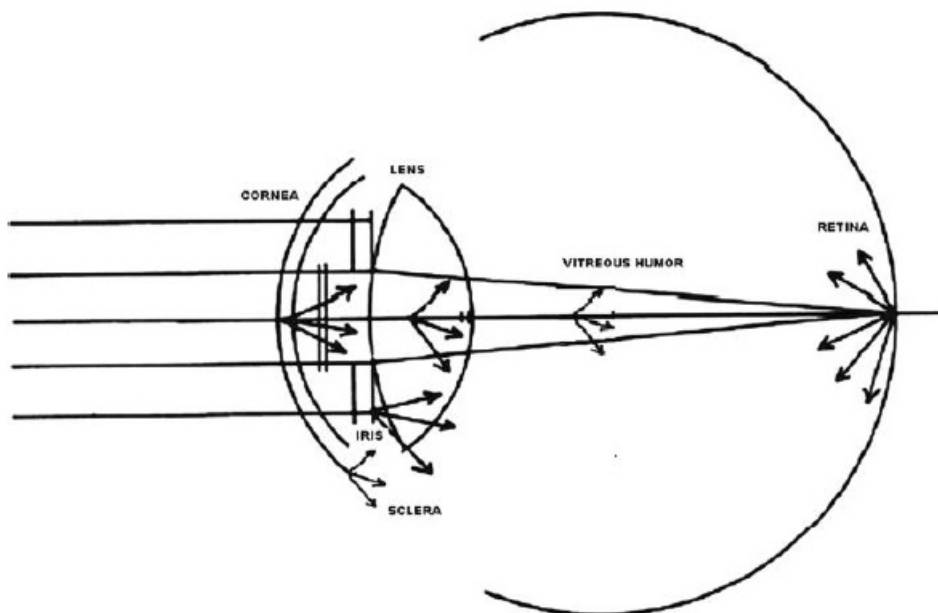


Figura 4. Difusió en les diferents estructures i superfícies de l'ull humà (Piñero D et al. 2010).

3.1.2 Cataractes

El cristal·lí és una lent que es troba en el segment anterior del globus ocular, suspès entre l'iris, l'humor aquós i l'humor vítreu gràcies a unes fibres zonulars connectades al cos ciliar. La seva funció òptica, a grans trets, és la de modificar la seva forma en determinades situacions per tal d'augmentar la potència diòptrica total de l'ull i així poder enfocar objectes propers. Com altres estructures de l'ull i del cos humà, està constantment renovant i creant noves fibres. Aquestes noves fibres es van situant a la part exterior del cristal·lí, de manera que les capes de fibres més noves van embolcallant les més velles. Aquestes capes més velles cada cop es compacten més i es troben més prop del nucli.

Una de les propietats més importants del cristal·lí és la seva transparència, doncs ha de permetre el major pas de llum possible perquè aquesta arribi a la retina. Aquesta característica és, en part, gràcies a la homogeneïtat de les estructures que el formen i als components químics que conté. Determinats factors s'encarreguen de regular la transparència de tota l'estructura; quan fallen però, aquesta baixa i es produeix opacificació. Alguns d'aquests factors són les bombes de ions, la permeabilitat de les membranes, o la concentració de les proteïnes.

3. ESTAT DE L'ART

Aquesta opacificació del cristal·lí es coneix amb el nom de cataracta, ja sigui només en una zona localitzada o difosa, petita o gran. L'etiologia de l'aparició de cataractes normalment és l'envelliment, encara que també pot ser degut a un traumatisme, patologies, radiació, o factors congènits o hereditaris (Ford et al. 2001).

Segons la localització de la cataracta, podem distingir 3 tipus diferents: nuclear, subcapsular posterior i cortical (Figura 5).

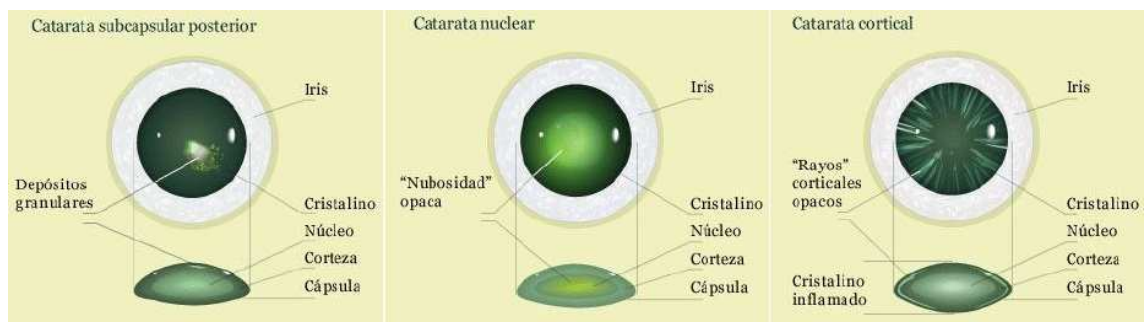


Figura 5. Esquema de com i on es troben les opacificacions en els 3 tipus de cataractes. D'esquerra a dreta tenim la cataracta subcapsular posterior, nuclear i cortical (cataractsurgery-la.com).

Aproximadament el 75% de la població major de 75 anys pateix de cataractes, amb la qual cosa la seva visió es veu disminuïda. És per això que la cirurgia de cataractes és la cirurgia ocular que es practica més actualment.

Hi ha diferents causes per les quals es produeixen cataractes (Wikehart et al. 2003).

Algunes són:

- Les fibres més joves, que es situen a la superfície externa, s'opacifiquen ja que són les fibres més dèbils davant de canvis mecànics i bioquímics. Com que en un primer moment aquestes fibres es troben en la superfície del cristal·lí, formarien cataractes subcapsulars, encara que amb el temps aquestes capes de fibres seran embolcallades per noves capes i per tant ja no seran les més externes.
- L'altre cas el trobaríem en les cataractes congènites, on les noves fibres que es formen ja ho fan essent opaques o s'hi tornen poc temps després de crear-se. Tant si tota la capa com només un grup de fibres són opaques, el creixement del cristal·lí és normal.
- Quan l'epiteli germinal del cristal·lí no pot formar fibres pròpies del cristal·lí i forma cèl·lules aberrants o granulars a causa de radiació o bé per l'augment de proteïnes insolubles en aigua (cataractes senils).

3. ESTAT DE L'ART

- Amb l'envelliment, s'ha observat que es creen uns agregats de proteïnes d'alt pes molecular. Hi ha la hipòtesi que les cataractes senils es produeixen a causa d'un augment d'aquests agregats que formen la capa interna de la membrana plasmàtica del cristal·lí i va creixent cap al citoplasma de la cèl·lula.

3.2 Tècniques de mesura de la difusió intraocular

Com hem anat veient, la difusió intraocular juga un paper molt important en la degradació de la imatge que es forma en la retina. Les cataractes són un dels elements que afecten més a la difusió, i aquesta augmenta substancialment amb l'edat. Els símptomes que ocasiona normalment la difusió són: una pèrdua de la sensibilitat al contrast degut a que no tota la llum que hauria de focalitzar en un punt ho fa i per això el contrast de la imatge es veu reduït; i l'enlluernament (Cerviño et al. 2010).

Degut a aquests dos efectes, a nivell clínic les tècniques psicofísiques que s'utilitzen més per quantificar la difusió són la mesura de la sensibilitat al contrast i la quantificació de l'enlluernament.

Sensibilitat al contrast

La mesura de la sensibilitat al contrast és molt fiable a l'hora de determinar la degradació que pot tenir la imatge retinal degut a la difusió intraocular. Aquesta mesura és capaç de discernir petits canvis en la visió escotòpica, i és en aquestes condicions de baixa il·luminació on la difusió afecta més la visió. Per avaluar la sensibilitat al contrast s'utilitzen diferents tests en condicions concretes d'il·luminació. Un dels tests que s'empra més és el CSV1000-E (Vector Vision). Presenta unes xarxes sinusoïdals amb contrast variable dins d'uns cercles, que són de 4 freqüències espacials diferents (A [3 c/g], B [6 c/g], C [12 c/g], D [18 c/g]) (Figura 6). Per a cada nivell de contrast es presenta un cercle que conté les xarxes sinusoïdals i un que no, de manera que l'observador ha d'escollir on veu les franges. Per cada freqüència espacial es determina el contrast llindar que l'observador és capaç de veure, i d'aquí, la sensibilitat corresponent fent la inversa. A partir de totes les mesures es pot obtenir la funció de sensibilitat al contrast.

3. ESTAT DE L'ART

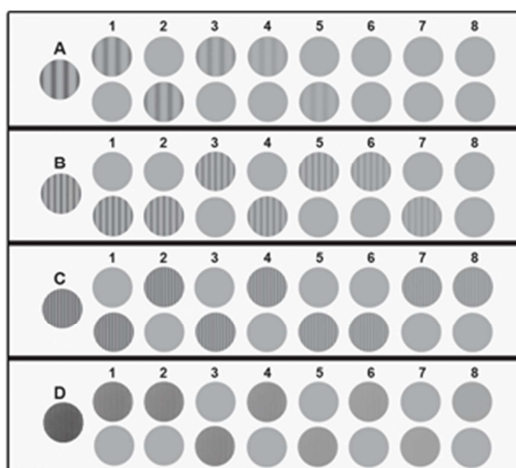


Figura 6. Imatge del test de sensibilitat al contrast CSV 1000-E. Les lletres "A, B, C, D" representen les diferents freqüències espacials. Els números representen el contrast del test on l'1 és el més gran i el 8 el més petit.

Enlluernament

Quan s'observa una font puntual es produeix enlluernament, el que disminueix les funcions visuals. Sovint per a poder quantificar el grau d'enlluernament s'usa una font de llum amb un cert nivell d'excentricitat i es presenta un test de sensibilitat al contrast, de manera que si el pacient té més difusió intraocular, la seva sensibilitat al contrast es reduirà més. Un exemple d'aquests tipus de tests és el CSV-1000HGT (Figura 7).



Figura 7. Imatge del test d'enlluernament CSV-1000HGT.

Una altra manera de quantificar l'enlluernament és mesurant el temps de recuperació. Es tracta d'enlluernar al pacient produint la incapacitat que percebi objectes i determinant el

3. ESTAT DE L'ART

temps que tarda en recuperar la capacitat visual. A major temps, major sensibilitat a l'enlluernament.

Hem de tenir en compte però, que estudis recents mencionen el fet que l'enlluernament no el provoca únicament la difusió intraocular sinó que hi ha també processos neuronals els quals depenen de la mida dels detalls en els estímuls i la tasca a realitzar (Aguirre et al. 2006).

C-Quant

A banda de les tècniques psicofísiques esmentades, en els darrers anys ha aparegut un altre instrument comercial, el C-Quant (Oculus GmbH, Wetzlar, Alemanya), el qual està basat en la tècnica de la comparació directa. Aquesta tècnica, consisteix en la presentació d'un test circular que consta d'un anell perifèric i un punt central. El pacient fixa en el punt central mentre l'anell perifèric va parpellejant, creant la sensació que el punt central canvia de gris a negre. Tot seguit, es va afegint llum al punt central fins que el pacient no nota aquesta sensació de canvi de color. La llum afegida és la llum que difon l'ull en qüestió. En el C-Quant, el punt central passa de ser uniforme a dividir-se en dos semicercles, en el que un es manté fixe i l'altre no (mètode de la comparació de la compensació), de manera que es millora la fiabilitat de la mesura (Figura 8)



Figura 8. Dispositiu C-Quant (esquerra) i imatge del test presentat (dreta) (Franssen et al. 2006).

A banda de les tècniques psicofísiques descrites anteriorment per quantificar la difusió, les quals són subjectives doncs necessiten la participació activa del pacient, també n'existeixen d'altres que intenten quantificar la difusió intraocular de forma més objectiva i sense necessitat de que el pacient hagi de donar una resposta. A continuació es descriuen molt breument algunes d'aquestes.

Imatges de Scheimpflug

La tècnica de Scheimpflug s'utilitza actualment sobretot en topògrafs. Es tracta d'inclinar el pla objecte i el pla imatge respecte les lents d'un sistema òptic a través de les quals aniran els raigs de llum per tal d'aconseguir enfocar la còrnia i el cristal·lí simultàniament (Figura 9).

Amb les imatges que obtenim en fer servir aquesta tècnica podem estimar la densitat òptica del cristal·lí a partir del nivell digital del mateix enregistrat en les imatges, relacionant-lo amb el grau de cataracta que té (Vivino et al. 1993) (Figura 10).

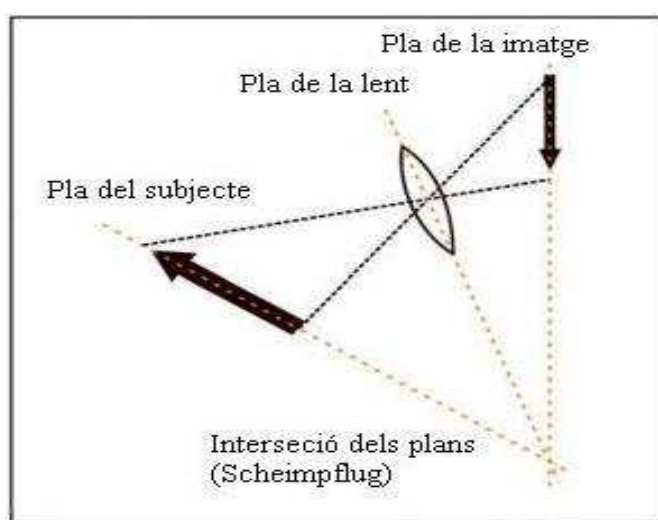


Figura 9. Representació del principi de Scheimpflug (Modificat de Jain. 2009).

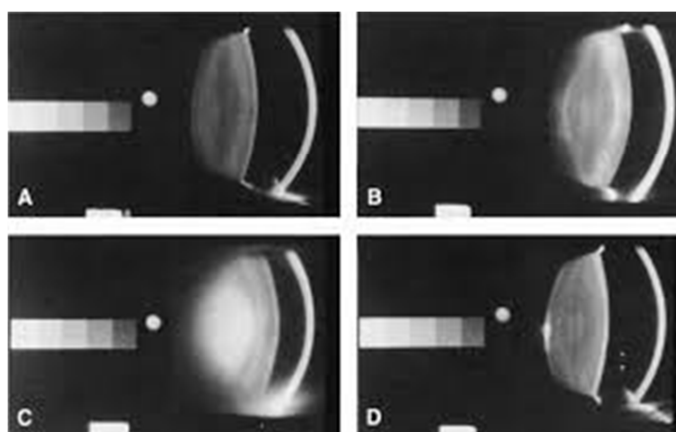


Figura 10. Imatges de Scheimpflug d'ulls amb diferent grau de cataracta (oculist.net).

3. ESTAT DE L'ART

Actualment, moltes companyies comercialitzen aparells que inclouen aquesta tècnica, i alguns d'ells són: Pentacam d'oculus, EAS 1000 de Nidek, Zeiss Scheimpflug Cataract Video Camera, SI-45 de Topcon.

Hartmann-Shack

Els aberròmetres basats en la tècnica de Hartmann-Shack avaluen el front d'ona per obtenir informació de les estructures de l'ull i la seva qualitat òptica a partir de moltes imatges produïdes per una matriu de microlents (Figura 11). Bàsicament es tracta d'analitzar el front d'ona provinent d'un objecte puntual després de reflectir-se en la retina, però a diferència d'altres sensors, les microlents disposades en una matriu formen moltes imatges del punt sobre una càmera digital. En funció de la disposició i borrositat d'aquests punts es pot estudiar quin grau d'aberracions i de difusió hi ha en aquest ull. Per exemple, alguns estudis han indicat que aquesta tècnica pot ser útil per a quantificar la difusió intraocular, en pacients amb cataractes nuclears (Donnelly et al. 2004). No obstant, altres autors opinen el contrari (Díaz Doutón et al. 2006).

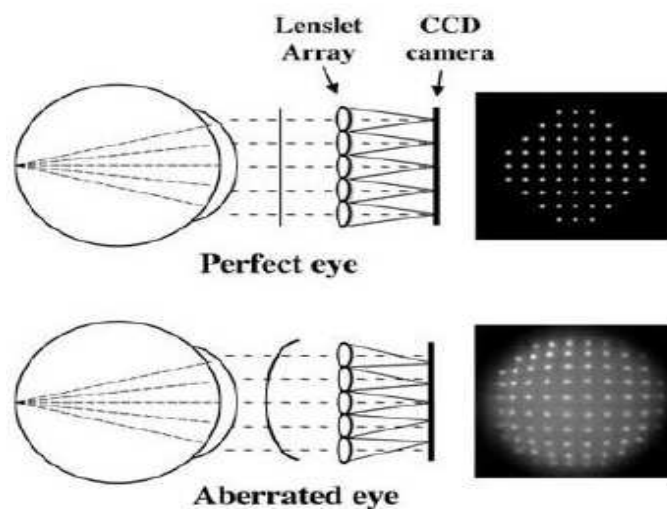


Figura 11. En la imatge superior, la imatge que obtenim en un ull perfecte quan l'estudiem amb un sensor Hartmann-Shack. A la imatge inferior, la imatge que obtenim quan estudiem un ull amb aberracions i difusió.

Biomicroscopi o làmpada de fenedura

És un instrument que ens permet observar directament el pol anterior de l'ull. Consta d'un sistema d'observació i un sistema d'il·luminació. La relació entre aquests dos sistemes és el que fa aquest instrument únic, doncs ambdós estan units en un mateix eix, el que permet observar directament l'ull amb diferents angles d'il·luminació (Figura 12).

3. ESTAT DE L'ART



Figura 12. Biomicroscopi o làmpada de fenedura (histoptica.com).

Es poden observar les estructures transparents de l'ull gràcies a la retrodifusió que tenen les cèl·lules que les formen i els seus teixits. Aquest aparell no està pensat per mesurar difusió en sí, però gràcies a aquest efecte permet observar tota l'estructura del cristal·lí quan la pupil·la està dilatada.

Basada en aquest efecte, hi ha una classificació de les opacitats del cristal·lí que es coneix amb el nom de LOCS (Lens Opacity Classification System). Consisteix en la comparació del que es veu a través del biomicroscopi amb unes imatges estandarditzades, de manera que podem quantificar el grau i tipus de cataracta que presenta el cristal·lí observat.

Aquest sistema ha anat evolucionant amb el temps fins a convertir-se en el LOCS III (Chylack et al. 1993), una nova versió que consta de 6 imatges enregistrades directament amb el biomicroscopi on es descriu el color i l'opalescència del nucli, 5 imatges amb retroil·luminació per quantificar la cataracta subcapsular posterior i 5 més per la cortical. Finalment, la severitat de la cataracta és mesurada en una escala decimal (Figura 13).

Sovint, però, els oftalmòlegs usen el sistema de les creus no estandaritzat per classificar les cataractes, de manera que una creu correspon a una cataracta incipient, dues a una cataracta moderada i tres a una cataracta madura.

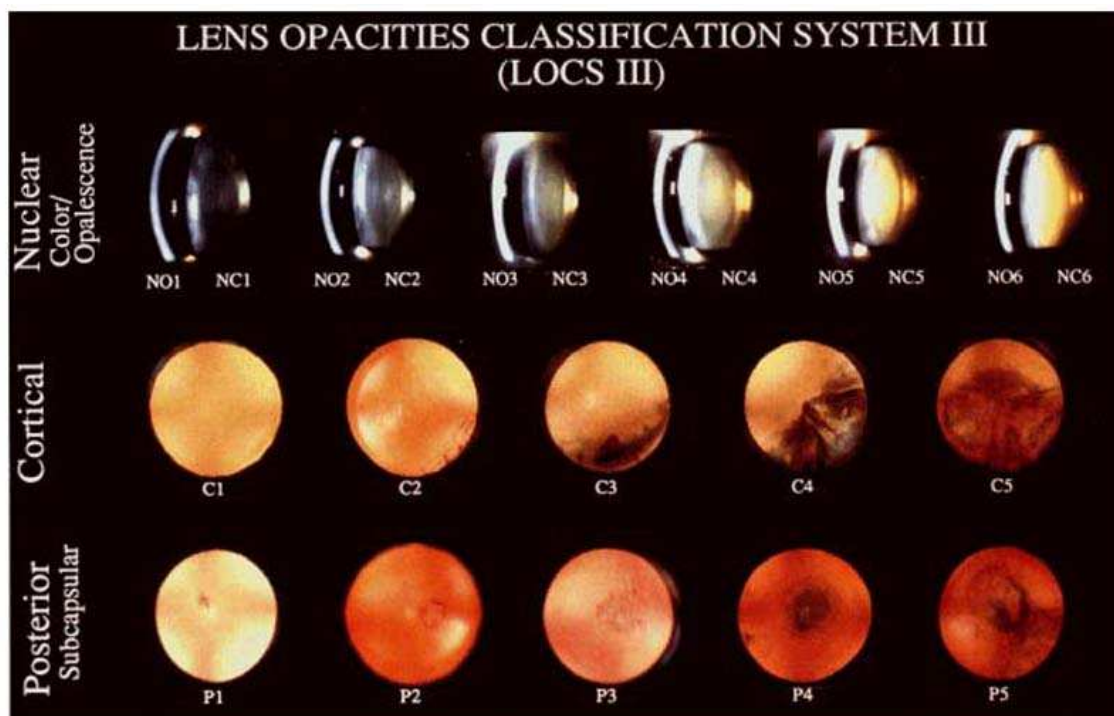


Figura 13. Classificació de les cataractes segons LOCS III. La fila superior descriu el color i opalescència del nucli (NO és opalescència i NC color). La fila intermèdia el nivell de cataracta cortical "C". La fila inferior el nivell de cataracta subcapsular posterior "P" (recursosoptometricos.blogspot.com.es).

No obstant, aquesta classificació es veu molt influenciada per la destresa i experiència del professional, doncs és subjectiu per part de l'observador.

Doble pas

Per a mesurar de forma més acurada possible com es degrada la imatge que arriba a la retina, hauríem de poder enregistrar aquesta imatge. Com que això és impossible, ja que no podem accedir a l'espai imatge de l'ull, s'han hagut d'emprar tècniques de mesura alternatives. Una de les més usades en els darrers anys, juntament amb la tècnica de Hartmann-Shack descrita anteriorment, és la del doble pas. Aquest nom es deu al fet que la llum passa dues vegades pel sistema òptic de l'ull. Concretament, una font de llum puntual forma la imatge a la retina, tot seguit aquesta imatge es converteix en objecte pel segon pas, en el que es forma una imatge fora de l'ull i s'enregistra mitjançant una càmera CCD. D'aquesta manera podem analitzar com s'ha degradat la imatge corresponent a l'objecte puntual inicial després de travessar dues vegades els medis oculars. L'esquema següent representa els diferents elements d'un sistema de doble pas (Figura 14).

3. ESTAT DE L'ART

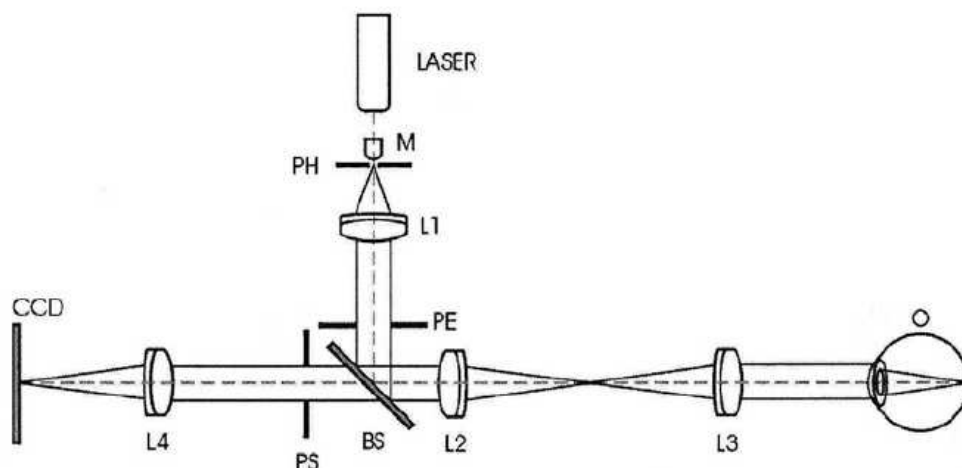


Figura 14. Representació esquemàtica dels elements del sistema de doble pas.

Primer de tot la llum provinent de la font (LASER) passa per un sistema format per l'objectiu d'un microscopi (M) i un forat estenopec (PH) per tal d'aconseguir un objecte puntual. Tot seguit, es col·lima el feix mitjançant un doblet acromàtic (L1) i aquest és reflectit per una pel·lícula divisòria del feix (BS). El feix travessa un sistema corrector d'ametropia esfèrica format per un sistema de Badal amb dues lents (lents L2 i L3) que poden variar la distància relativa entre elles. Finalment, es forma una imatge sobre la retina després de travessar els medis oculars. Tot això constitueix el primer pas. En el segon pas la imatge formada a la retina és parcialment reflectida, torna a travessar els medis oculars, el sistema de Badal i la pel·lícula divisòria, per acabar passant per una darrera lent (L4) que forma la imatge en el sensor CCD on s'enregistra la imatge que estudiarem. Els diafragmes PE i PS actuen com a pupil·la d'entrada (PE) i de sortida (PS) i són conjugats a la pupil·la de l'ull. És per això que PS és una pupil·la artificial que determina el diàmetre efectiu de la pupil·la sempre i quan aquest sigui inferior al de l'ull examinat.

Les imatges enregistrades amb aquesta tècnica es coneixen amb el nom d'imatges de doble pas, tot i que sovint també se les confon amb la funció PSF (de l'anglès Point Spread Function). Tot i així, cal fer menció que la imatge de doble pas no representa estrictament la PSF de l'ull doncs aquesta correspondria directament a la imatge enregistrada en el primer pas, és a dir, a la retina (PSF_1). La imatge que es forma en el sensor CCD està afectada pel segon pas de la llum pels medis oculars (PSF_2). Per tant, la distribució d'intensitats en el pla del CCD és el resultat de la relació creuada que hi ha entre PSF_1 i PSF_2 (Artal et al. 1995b). Tot i així, moltes vegades la PE es fa molt petita (2 mm), de manera que la imatge formada en el primer pas estigui només

3. ESTAT DE L'ART

afectada per difracció; d'aquesta forma es pot descomptar la degradació del primer pas i assimilar la imatge de doble pas obtinguda a la PSF de l'ull.

Hi ha nombrosos estudis que han fet servir aquesta tècnica per avaluar la qualitat de la imatge retinal (Artal et al. 1995) (Torrents et al. 1997) (Martinez-Roda et al. 2010). A més, actualment trobem en el mercat un instrument que es basa en aquesta tècnica: l'OQASTM o HD Analyzer (J. Güell et al. 2004) (Figura 15).

Aquest sistema va ser desenvolupat en el CD6 (Centre de Desenvolupament de Sensors, Instrumentació i Sistemes) juntament amb el LOUM (Laboratorio de Óptica de la Universidad de Murcia) i comercialitzat per l'empresa Visiometrics S.L. i ha mostrat resultats molt positius per a l'avaluació de la qualitat òptica de l'ull (Vilaseca et al. 2010, Martinez-Roda et al. 2010). Aquest instrument disposa de modificacions i millores respecte un sistema de doble pas convencional per tal de facilitar el seu ús en clínica.



Figura 15. Primer aparell OQASTM (esquerra) i darrera versió del mateix (HD Analyzer) (dreta) comercialitzat per l'empresa Visiometrics.

Artal i col·laboradors (Artal et al. 2011), fent servir aquesta tècnica, van proposar un nou paràmetre anomenat OSI (de l'anglès Objective Scatter Index) que permet quantificar la difusió intraocular. Més endavant ampliarem la informació relativa a aquest paràmetre (veure apartat 3.3.2).

3.3 Paràmetres per a la quantificació de la difusió intraocular a partir d'imatges de doble pas

A partir de les imatges de doble pas es pot quantificar la difusió present en l'ull mitjançant diverses estratègies, la utilitat de moltes de les quals encara estan en fase de recerca. Per a poder entendre-les, en aquest apartat es descriuen en primer lloc les funcions PSF i MTF ja mencionades anteriorment i en segon lloc s'expliquen els paràmetres que se'n deriven per a poder quantificar la difusió de l'ull.

3.3.1 PSF (Point Spread Function) i MTF (Modulation Transfer Function)

La funció PSF, de l'anglès "Point Spread Function", descriu la distribució d'intensitat que s'obté en una imatge d'un objecte puntual després que la llum passi per un sistema òptic, concretament en el nostre cas la òptica de l'ull humà. En argot col·loquial podríem dir que si un sistema òptic fos perfecte, la PSF seria una imatge puntual (ja que l'objecte també ho és). En general però, a causa de la degradació que introdueix el sistema òptic, la PSF és una taca i no un punt. Aquesta funció es veu afectada per diferents factors, com són la difracció, les aberracions (com el desenfocament o aberracions d'alt ordre) i la difusió.

La imatge corresponent a la PSF d'un ull es mostra a la Figura 13. El perfil d'aquesta també es pot representar gràficament en un espai 2D o en 3D. En aquests casos, podem observar en l'eix d'ordenades la intensitat normalitzada i en el d'abscisses l'amplada de la imatge en minuts d'arc. El sistema òptic de l'ull serà millor quan més petita sigui la taca de la imatge PSF, o equivalentment quan més alt i estret sigui el seu perfil (Figura 16).

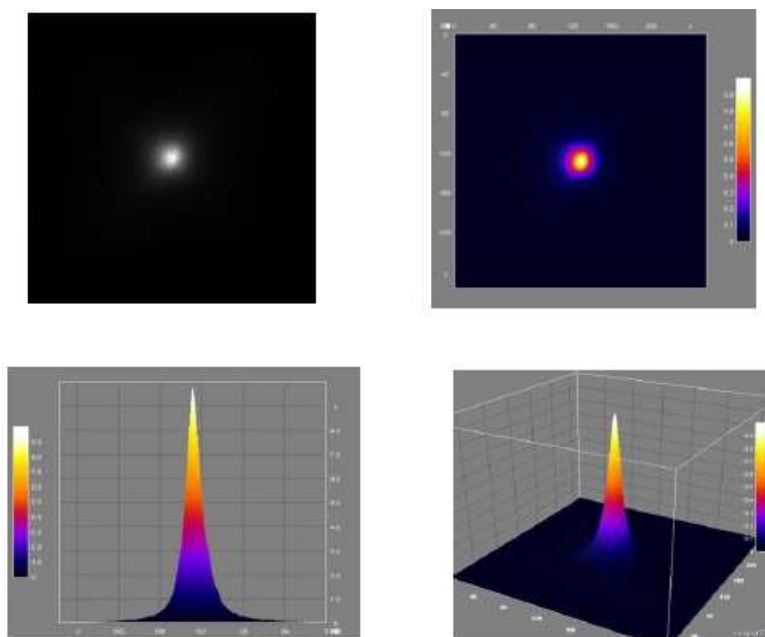


Figura 16. A dalt a l'esquerra imatge corresponent a la PSF de l'ull en escala de grisos. A dalt a la dreta la mateixa imatge però en una escala de colors on els càlids representen la intensitat més elevada. A baix a l'esquerra el perfil 2D de la PSF i a baix a la dreta el perfil 3D.

D'altra banda, la funció MTF de l'anglès "Modulation Transfer Function" és la funció de transferència de la modulació. A diferència de la PSF, la MTF ens informa de la relació entre el contrast de l'escena inicial amb el de la imatge que forma el sistema òptic a diferents

3. ESTAT DE L'ART

freqüències espacials, és a dir, proporciona informació sobre la degradació del contrast en el domini de freqüències.

En una situació ideal en que un sistema òptic fos perfecte, la MTF tindria un valor igual a la unitat ($MTF=1$) en totes les freqüències (Figura 17). En l'ull humà, la MTF disminueix en augmentar la freqüència, essent doncs les freqüències espacials altes (detalls petits i contorns) les més afectades. En ulls joves i sans la freqüència de tall (freqüència màxima que el sistema òptic de l'ull és capaç de transmetre a contrast màxim) es situa al voltant de 30-60 cicles/grau (c/g).

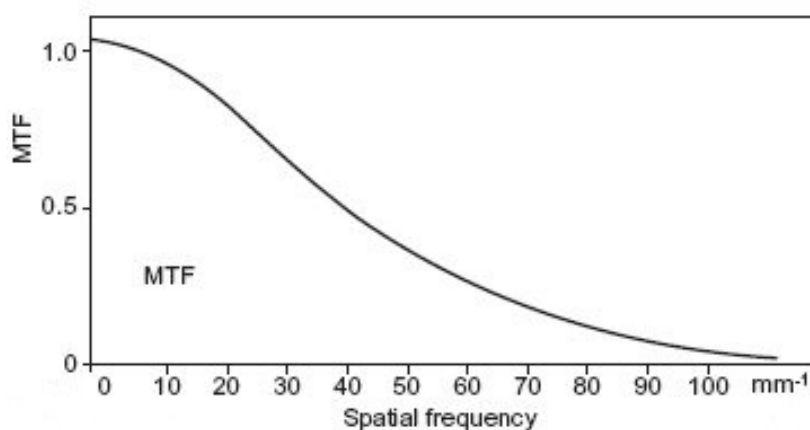


Figura 17. Representació gràfica lineal de la MTF d'un ull. Podem observar com a major freqüència espacial (altes) el valor de la MTF va disminuint.

Tot i que en aquest treball no s'entra en detalls matemàtics, es pot demostrar que la MTF es pot obtenir a partir de la PSF mitjançant l'aplicació transformada de Fourier i el càlcul del seu mòdul.

3.3.2 OSI (Objective Scatter Index)

Tal i com ja s'ha mencionat, Artal i col·laboradors (Artal et al. 2011) van desenvolupar un paràmetre per a quantificar la difusió intraocular de forma objectiva, com diu el seu nom, a partir de l'anàlisi de la imatge de doble pas obtinguda (o equivalentment la PSF de l'ull).

L'OSI té en compte l'energia que hi ha en les zones perifèriques de la imatge de doble pas a causa de la llum difosa en relació amb l'energia corresponent al punt central de màxima intensitat. Concretament, aquest paràmetre es calcula com la raó entre la quantitat de llum

3. ESTAT DE L'ART

continguda en una àrea anular de la PSF d'entre 12 i 20 minuts d'arc i la quantitat de llum continguda en una àrea circular d'un minut d'arc al voltant del pic central (Figura 18).

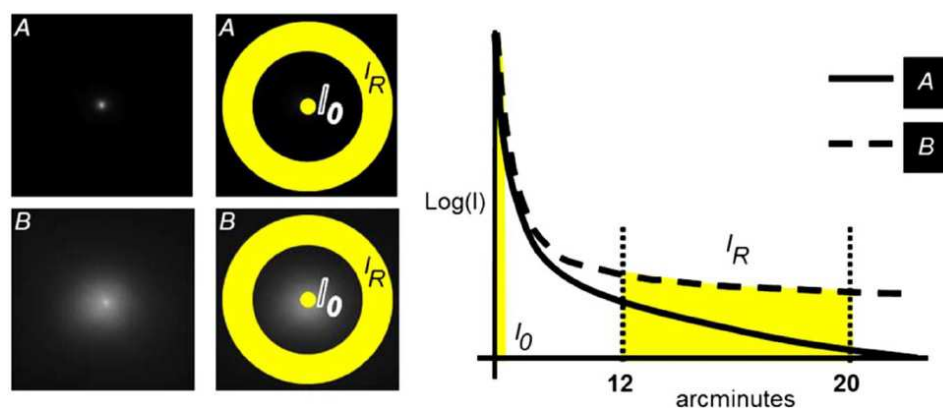


Figura 18. A l'esquerra imatges de doble pas corresponents a ulls amb diferent grau de difusió. La de la part superior (A) té poca difusió i la de la part inferior (B) en té més. Les zones en groc representen les àrees a tenir en compte pel càlcul de l'OSI. A la dreta representació gràfica del perfil d'intensitat, on podem observar que la corba de A baixa més pel menor grau de difusió i la B no tant (Artal et al. 2011).

Pel què fa a valors de normalitat d'aquest paràmetre, es pot afirmar que els ulls dels subjectes joves obtenen valors inferiors a 1.0 (Martínez-Roda et al. 2010), mentre que als 50 anys aquest valor és menor que 1.7 (Kamiya et al. 2012). Artal i col·laboradors, també van proposar una nova classificació de les cataractes en funció del paràmetre OSI (Figura 19).

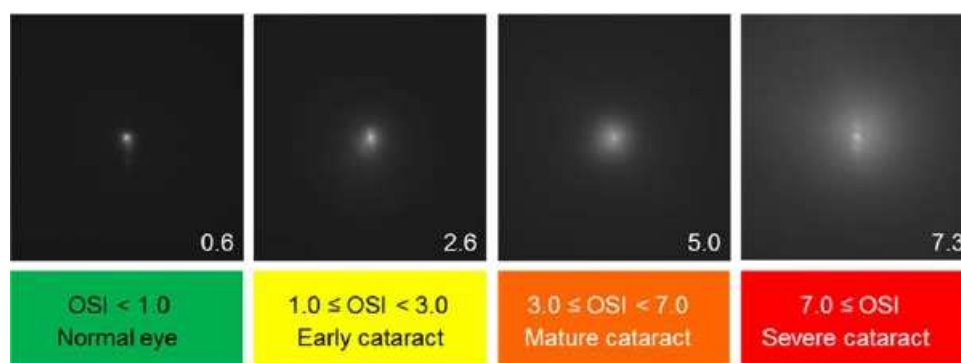


Figura 19. Valors d'OSI en funció del grau de cataracta i classificació proposada (Artal et al. 2011).

3.3.3 Nous paràmetres per a la mesura de difusió: FSI (Frequency Scatter Index)

Actualment s'està treballant en la validació d'un nou paràmetre que estudiï i quantifiqui la difusió a l'espai de les freqüències. Aquest nou paràmetre s'anomena FSI, de l'anglès

3. ESTAT DE L'ART

“Frequency Scatter Index” i ha estat proposat recentment per Martínez-Roda i col·laboradors (Martínez-Roda et al. 2012).

Per al càlcul d'aquest paràmetre s'utilitza la imatge de doble pas sencera i no una corona circular amb una excentricitat determinada, com en el cas del paràmetre OSI. La hipòtesi amb la que s'està treballant i que ha propiciat el desenvolupament d'aquest paràmetre és que a major excentricitat en la imatge de doble pas hi ha més informació relativa a la difusió intraocular i d'altra banda, aquesta es veu menys afectada per les aberracions que sí tenen molta importància en la part central. L'OSI per si mateix ja té en compte una part excèntrica alhora de calcular la raó (d'entre 12 i 20 minuts d'arc); no obstant, no considera informació més enllà de 20 minuts d'arc ja que donada la debilitat del senyal a aquestes excentricitats es fa difícil la seva mesura amb una càmera CCD convencional. A més, pot passar que en ulls amb aberracions elevades el paràmetre OSI es vegi afectat per aquestes a banda de la difusió.

El fet de treballar en l'espai de freqüències, concretament les més baixes, permet incloure en el valor del paràmetre FSI informació provinent de zones de la imatge de doble pas que fins ara es descartaven. Així doncs, s'utilitza informació de difusió que no es té en compte actualment utilitzant el paràmetre OSI. Es pot suposar que a freqüències més baixes trobarem més informació de la difusió, doncs l'efecte d'aquesta és equivalent a posar un fons de llum més o menys constant en la imatge de doble pas. Per tant, la variació de la MTF per les freqüències més baixes hauria de correlacionar amb la magnitud de la difusió present en l'ull.

Per al càlcul d'aquest paràmetre es comparen els mòduls de dues transformades de Fourier d'una mateixa imatge de doble pas però calculades cadascuna d'elles tenint en compte d'una banda un àrea quadrada de mida gran i de l'altra una àrea més petita. Concretament es compara la pendent d'inici de les funcions radials de les transformades (mòdul). En l'estudi citat s'ha vist que existeix correlació entre el grau de cataractes i aquesta pendent.

A mode d'exemple, en la figura 20 es representen, normalitzades, les funcions radials dels mòduls de les dues transformades de Fourier d'una mateixa imatge de doble pas però considerant àrees de 64x64 píxels, 128x128 píxels i 256x256 píxels, corresponents a un ull artificial i a un real, respectivament. Es pot veure com la funció corresponent a la imatge de 256 píxels té un pendent molt més elevat al seu inici que la de 64 píxels, probablement perquè considera píxels molt més allunyats del centre amb informació de difusió i en menor grau de soroll (principalment reflexos). Es pot considerar que en la imatge de 64 píxels no hi ha pràcticament informació de la difusió del sistema òptic, sinó que només hi ha informació de les

3. ESTAT DE L'ART

seves aberracions. No és fins a les zones més perifèriques on es pot comprovar l'efecte de la difusió.

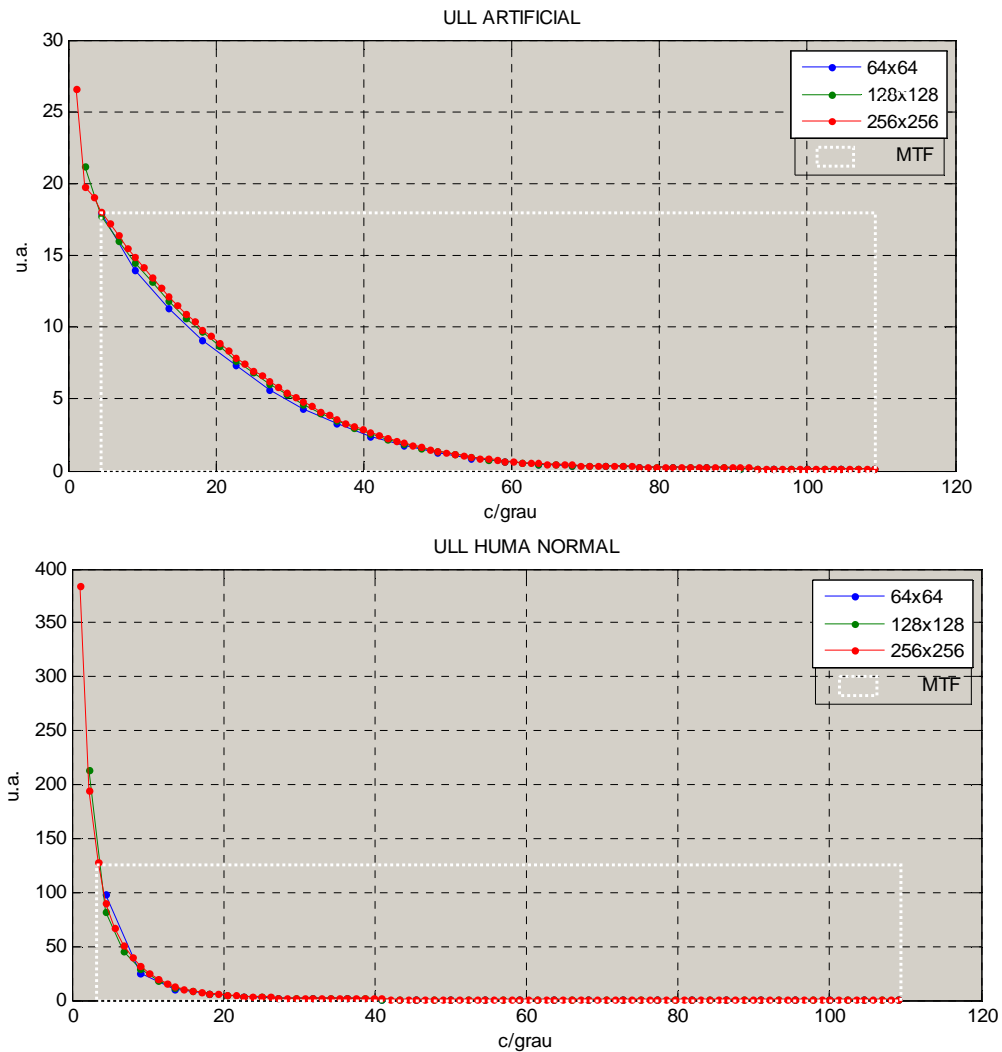


Figura 20. Mitjana radial de les transformades de Fourier de la imatge de doble pas d'un ull artificial (a dalt) i real (a baix), calculades a partir d'imatges de diferents mides (64x64 píxels, 128x128 píxels i 256x256 píxels).

Un dels objectius del present treball és trobar la configuració òptima per al càlcul del paràmetre FSI; tal i com es veurà a continuació, això implica trobar quines mides de l'àrea de les imatges de doble pas per fer la comparació són les que proporcionen més informació útil sobre la difusió.

4- Metodologia i instruments

El principal objectiu d'aquest treball és calcular el paràmetre FSI d'un conjunt d'imatges de doble pas tenint en compte diferents dimensions de les imatges per a calcular la corresponent transformada de Fourier, per tal d'esbrinar quina de les configuracions ens proporciona uns millors resultats. En definitiva es busca que els valors obtinguts de FSI per a les diferents imatges presentin una correlació elevada amb els valors de difusió obtinguts mitjançant altres procediments més estandarditzats, com són la utilització de la classificació LOCS III o el paràmetre ja més establert OSI. Fins i tot, es pretén que la quantificació de la difusió proporcionada pel nou paràmetre sigui més precisa que la proporcionada per aquests.

El treball en sí no ha constatat de mesures clíniques sinó que s'han analitzat un conjunt d'imatges de doble pas d'una base de dades ja existent d'estudis anteriors. Tanmateix, en aquest capítol del treball descriurem quin sistema experimental es va utilitzar per a l'adquisició de les imatges així com la mostra d'ulls analitzada, criteris d'inclusió i exclusió, protocol de mesures, etc. Posteriorment, s'explicarà el procediment que s'ha seguit pel tractament d'aquestes dades (imatges) així com els programes emprats.

4.1 Sistema experimental

El sistema experimental utilitzat per adquirir les imatges analitzades en aquest treball va ser un sistema de doble pas semblant al que incorpora l'instrument OQAS IITM (o HD Analyzer) però amb algunes modificacions que l'adapten a les necessitats de l'estudi pel qual es va dissenyar. Les modificacions principals són:

En primer lloc, la incorporació d'una segona font de llum puntual visible (a banda de la infraroja que utilitza l'OQAS IITM de 780 nm) per poder treballar amb dues longituds d'ona diferents en el mateix muntatge.

En segon lloc, la utilització d'una càmera CCD d'alta sensibilitat de 14 bits en comptes d'una càmera CCD convencional de 8 bits (Electron Multiplying CCD model LUCA marca Andor TechnologyTM) que proporciona molts més nivells de gris (Figura 21). La utilització d'aquesta càmera d'alta sensibilitat permet treballar amb intensitats més baixes dels làsers, provocant menys molèsties als pacients, sobretot quan s'utilitza llum visible. A més, gràcies a la refrigeració de la càmera i a la profunditat de digitalització tant elevada es minimitza molt el soroll, cosa que permet augmentar el camp de visió amb un objectiu de menor focal. Així

4. METODOLOGIA I INSTRUMENTS

doncs, es pot obtenir informació de zones més excèntriques de la imatge de doble pas amb una bona relació senyal – soroll.



Figura 21. Imatge de la càmera LUCA de Andor Technology™ (www.andor.com).

A la Figura 22 podem observar una imatge del muntatge experimental in situ i un esquema dels seus components.

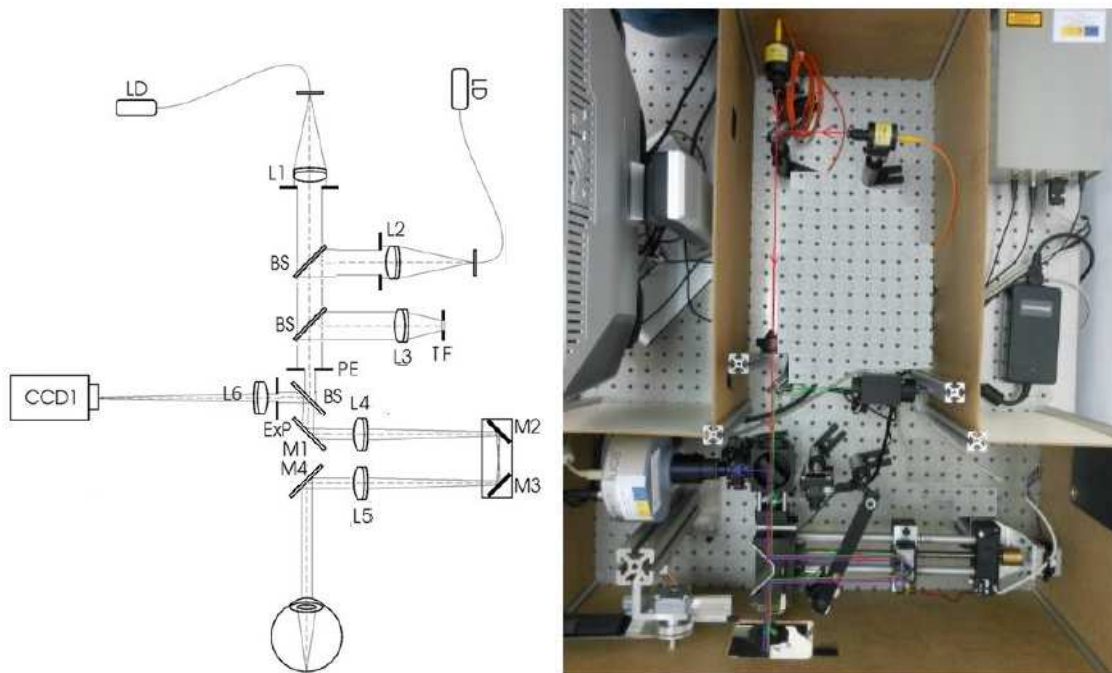


Figura 22. A l'esquerra, esquema del muntatge experimental amb els diferents elements. A la dreta, imatge del muntatge experimental in situ.

En el primer pas del sistema, es forma la imatge d'un punt a la retina: un díode làser de 780 nm de longitud d'ona i un altre de 630 nm situat de manera perpendicular a l'altre són les

4. METODOLOGIA I INSTRUMENTS

fonts de llum utilitzades. El feix, pel que fa al làser de 780 nm, és col·limat per la lent L1 i el de 630 nm per la lent L2. Tot seguit, gràcies a la làmina divisòria BS els dos feixos de llum es troben per passar pel diafragma (PE) amb 2 mm d'obertura, actuant de pupil·la d'entrada de tot el sistema. Després, el feix de llum passa pel sistema compensador d'ametropia esfèrica, el sistema de Badal, format per les lents L4 i L5 i un capçal mòbil que conté dos miralls (M2 i M3). La distància entre els miralls i les lents del sistema de Badal és variable per tal de poder corregir l'ametropia esfèrica, i a més el mirall M3 vibra a una freqüència elevada per intentar trencar el speckle. El feix de llum travessa la òptica ocular i focalitza a la retina.

En el segon pas, la llum reflectida per la retina torna a travessar l'òptica ocular i el sistema de Badal fins a un divisor de feix (BS). Tot seguit, la lent L6 s'encarrega formar la imatge en el sensor de la càmera LUCA (CCD1). El diafragma d'obertura (ExP) està conjugat amb el pla de la pupil·la de l'ull i és de 4mm de diàmetre amb la qual cosa actuarà com a pupil·la de sortida efectiva sempre i quan la pupil·la de l'ull del pacient tingui un diàmetre superior.

El pacient, per tal de sentir-se més còmode i minimitzar els moviments oculars, ha de mirar un test de fixació (FT) situat en el punt focal objecte de la lent L3. A més, encara que no consti en l'esquema del muntatge, hi havia una segona càmera CCD per poder observar la pupil·la del pacient i així millorar el centratge.

4.2 Base de dades

Les mesures es van dur a terme els mesos de març, abril i maig del 2013 i es va realitzar a les instal·lacions del CD6 (Centre de Desenvolupament de Sensors, Instrumentació i Sistemes). Va ser un estudi observacional i transversal el qual va incloure l'anàlisi d'ulls sans (grup control) i d'altres afectats per diferents graus de cataractes nuclears (grup pacient) (Fons et al. 2013). Aquest estudi va ser aprovat pel comitè ètic de l'Hospital Universitari Mutua de Terrassa. Tots els pacients, tant amb cataractes com del grup control, van ser degudament informats sobre l'estudi. Si accedien a realitzar-lo havien de signar un consentiment informat.

Les proves exploratòries van incloure proves de refracció, agudeses visual (AV), gradació de les cataractes mitjançant el sistema de creus (biomicroscopi) i mesures amb el sistema de doble pas experimental. Per assegurar en aquest últim cas que el diàmetre del pacient era superior a 4 mm (diàmetre utilitzat com a pupil·la de sortida en el sistema de doble pas) es van dilatar els ulls dels pacients instil·lant una gota de Tropicamida 1%.

Els criteris d'exclusió contemplaven pacients menors de 18 anys, amb antecedents de cirurgia refractiva i/o ocular, cursant una patologia corneal i/o de la superfície ocular, patologies

4. METODOLOGIA I INSTRUMENTS

retinals com Degeneració Macular Associada a l'Edat (DMAE) o retinopatia diabètica. També, aquells pacients amb una AV menor a 0.1 en escala decimal i amb refraccions superiors a 5D d'esfera i/o astigmatismes superiors a 3D.

Tenint en compte aquests requisits, es van mesurar un total de 51 ulls amb cataractes (grup pacient) i 12 del grup control. Per una banda, dels 51 ulls amb cataractes se'n van excloure 25, dels quals 9 van ser per la impossibilitat de trobar el millor enfocament amb el sistema experimental; 6 per presentar tipologies de cataractes sense interès per l'estudi, és a dir, diferents a nuclears o nuclears mixtes; 4 per errors de mesura; i 2 per no superar el barem de la refracció.

D'altra banda, del grup control només se'n va excloure un ja que no es va poder assegurar si tenia cataractes o no i per tant va ser desestimat.

Les característiques principals de la mostra es resumeixen a la taula següent (Taula 1):

| Grup (grau cataracta segons creus) | N | Edat (anys) | AV | Rx esfèrica (D) | Rx cilíndrica (D) |
|------------------------------------|----|-------------------------|-------------|-----------------|-------------------|
| + (1) | 4 | 63.2 ± 12.8 (51, 80) | 0.57 ± 0.25 | 1.56 ± 2.56 | -0.81 ± 0.55 |
| ++ (2) | 16 | 71.1 ± 5.3 (60, 80) | 0.37 ± 0.15 | 0.06 ± 3.25 | -1.12 ± 0.70 |
| +++ (3) | 10 | 75.1 ± 6.3 (64, 86) | 0.30 ± 0.18 | 0.15 ± 2.03 | -1.4 ± 0.94 |
| Grup control (0) | 11 | 54.6 ± 2.9 (50, 58) | 0.98 ± 0.04 | -0.12 ± 1.49 | -0.42 ± 0.41 |

Taula 1. Resum de les característiques dels ulls inclosos en l'estudi d'aquest treball.

4.2.1 Variables per a l'estudi del paràmetre FSI en ulls amb diferent grau de cataracta nuclear

De la base de dades anteriorment descrita, les variables associades a cada ull que s'han considerat per a l'estudi principal realitzat en aquest treball, és a dir, per a l'estudi del paràmetre FSI com a quantificador de la difusió intraocular en ulls amb cataractes, són: la classificació en diferents nivells de cataracta segons el criteri d'oftalmòleg mitjançant el mètode de les creus, els valors del paràmetre OSI i els valors del paràmetre FSI calculats a partir de les diferents imatges de doble pas.

A més, en el cas del paràmetre FSI, s'han tingut en compte els valors del mateix obtinguts a partir de diferents configuracions; en primer lloc s'han utilitzat diferents mides de l'àrea de la

imatge de doble pas per al còmput de la transformada de Fourier i les corresponents comparacions. Així mateix, s'han considerat les imatges de doble pas enregistrades mitjançant les dues longituds d'ona incloses en el sistema experimental, és a dir, 630 nm (visible) i 780 nm (infraroig). Finalment, també s'han considerat diferents procediments per a l'eliminació del soroll en la imatge de doble pas (veure pròxim apartat).

4.2.2. Variables per a l'estudi de la influència del desenfocament en el paràmetre FSI

A banda de considerar l'estudi anterior, en darrer lloc i amb la finalitat de realitzar un anàlisi de l'impacte del grau de desenfocament present en la imatge de doble pas sobre el paràmetre FSI, s'han considerat imatges de doble pas també preses sobre els mateixos pacients però que estaven afectades per diferents nivells de desenfocament. Això es duia a terme mitjançant la captura d'imatges al llarg d'un escombrat.

Com que de l'escombrat de les imatges no sempre coincideixen els rangs de desenfocament entre ulls, s'han exclòs aquells valors de desenfocament que tenien menys de 10 casos.

Per l'infraroig, es disposava d'imatges de doble pas en un rang de desenfocament des de -3.00 D fins al +2.00 D en passos de 0.50 D. Han quedat exclosos per falta d'imatges en l'escombrat els següents desenfocaments: -3.00 D (1 cas), -2.50 D (3 casos), -2.00 D (9 casos) i +2.00 D (7 casos).

Pel visible, tenim un rang de desenfocament des de -2.50 D fins a +3.00 D en passos de 0,50 D. Han quedat exclosos per falta de casos els següents desenfocaments: -2.50 D (1 cas), -2.00 D (3 casos), -1.50 D (9 casos), +2.50 D (4 casos) i +3.00 D (2 casos).

En tots els casos inclosos descrits anteriorment, s'ha analitzat com varia el valor del paràmetre FSI en funció del grau de desenfocament present en la imatge de doble pas.

4.3 Eines pel tractament de dades

Per als càlculs realitzats al llarg d'aquest treball s'ha utilitzat fonamentalment un software lliure de tractament d'imatges, l'ImageJ (Rasband, W.S. 1997-2014) (Figura 23). Aquest software té unes funcions ja instal·lades per al tractament d'imatges, però a més es poden programar i afegir algunes funcions específiques (macros) per a realitzar càlculs personalitzats.

4. METODOLOGIA I INSTRUMENTS

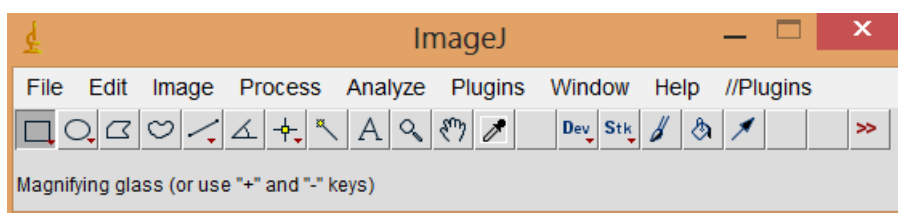


Figura 23. Barra principal del programa ImageJ.

Alguns d'aquestes macros són, per exemple, els que ajunten les 6 imatges de doble pas d'un mateix ull per a una mateixa longitud d'ona per aconseguir una imatge final fent una mitja de les altres. També, codis per centrar la imatge tot buscant el punt de màxima intensitat, eliminar-ne el soroll o bé calcular el paràmetre FSI (Figura 24).



Figura 24. Barra afegida expressament per al tractament de les imatges de doble pas.

4.4 Procediment utilitzat pel tractament de les imatges de doble pas

Un cop es va disposar de totes les imatges recollides en la base de dades anterior, es va utilitzar el procediment descrit a continuació per obtenir els valors de FSI en les dues longituds d'ona del sistema, es a dir, 630 nm (visible) i 780 nm (infraroig):

- Obrim amb el programa ImageJ el conjunt d'imatges d'un ull d'una sola longitud d'ona. El mateix programa ens deixa obrir-les amb un "stack", és a dir, ajuntant totes 6 imatges en una sola. Al mateix temps, es busca el punt de màxima intensitat per tal de considerar aquest com a centre de la imatge.
- Eliminem el possible soroll present en la imatge mitjançant una eina específica del software. Tenim dues opcions, restar una imatge de fons que es va agafar de cada ull amb el làser apagat i utilitzant un ocluser (en cas de no disposar del mateix se'n resta un de genèric), o senzillament treure la moda de la imatge, és a dir, el nivell digital que més es repeteix.

4. METODOLOGIA I INSTRUMENTS

- S'exclouen de l'estudi les imatges que queden descentrades o la qualitat de les quals no és suficientment bona (desenfocament etc.).
- A partir de les imatges tractades i incloses en l'estudi, calculem el valor del paràmetre FSI. Aquesta macro proporciona els valors de FSI per a cadascuna de les diferents combinacions de mides de la imatge de doble pas, concretament sis combinacions: 64x64 píxels i 128x128 píxels (64-128), 64x64 píxels i 256x256 píxels (64-256), 64x64 píxels i 512x512 píxels (64-512), 128x128 píxels i 256x256 píxels (128-256), 128x128 píxels i 512x512 píxels (128-512), i 256x256 píxels i 512x512 píxels (256-512) (veure Figura 25). Cal notar que 1 píxel equival a 0,55004 minuts d'arc en el nostre sistema.
- Apuntem els valors de FSI obtinguts en un full Excel per, posteriorment, ser introduïts a un arxiu de dades del programa SPSS i poder realitzar l'anàlisi estadístic.
- En el cas d'analitzar els valors de FSI per imatges de doble pas amb diferents graus de desenfocament es repeteix el procediment anterior però fent servir, lògicament, les imatges amb els diferents graus de desenfocament.

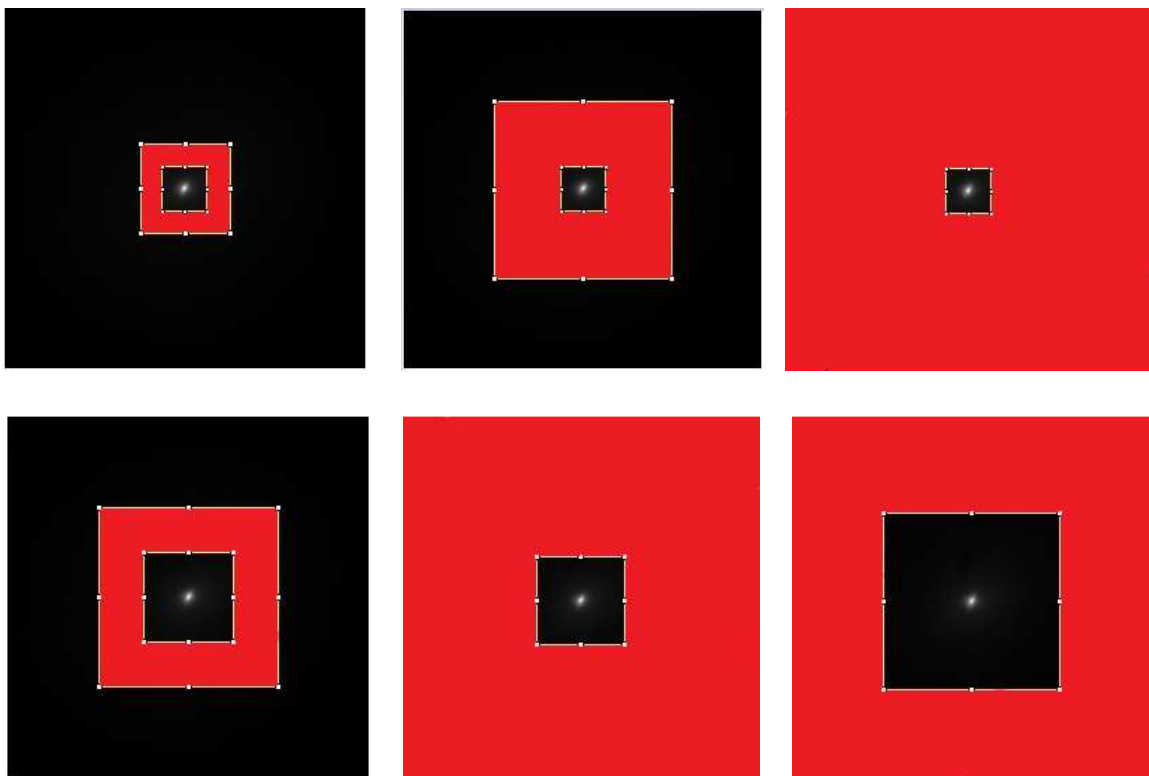


Figura 25. Diferents mides de les àrees de les imatges de doble pas que s'han estudiat. D'esquerra a dreta, la fila superior tenim les mides de 64-128, 64-256 i 64-512. A la fila inferior, d'esquerra a dreta tenim 128-256, 128-512 i 256-512. En vermell les àrees que s'estudien de cada imatge.

4.5 Estadística

L'anàlisi estadístic de les dades s'ha fet amb el programa SPSS versió 17 mitjançant diferents models d'estudi:

Correlacions: Per a saber el grau de correlació existent entre els diferents valors del paràmetre FSI i el grau de cataracta hem fet servir la correlació de Pearson. Aquestes correlacions s'han utilitzat tant en l'anàlisi de l'eliminació de soroll com en el de la mida de la imatge de doble pas usada per el càlcul de la transformada de Fourier.

Anàlisi bivariat ANOVA: D'altra banda, es va utilitzar un anàlisi de la variança tipus ANOVA per veure si existien diferències estadísticament significatives entre els paràmetres FSI d'ulls amb diferent grau de cataracta classificats segons el mètode de les creus. En aquesta comparativa els ulls corresponents a una creu van ser posteriorment descartats, no pas pels resultats sinó pel poc nombre de casos que contenia (només 4). En tots els casos els intervals de confiança amb els que treballem són del 95%.

5- Resultats i discussió

En aquest capítol, mostrarem els resultats més rellevants obtinguts en el treball. En primer lloc es presenta l'estudi del paràmetre FSI realitzat en ulls amb diferent grau de cataracta nuclear. Per una banda s'analitza quin és el mètode d'eliminació de soroll de la imatge més apropiat, i per l'altra s'estudia la mida de l'àrea de les imatges de doble pas proporciona millors resultats. En segon lloc veurem els resultats de l'estudi de la influència de desenfocament en el paràmetre FSI. Al llarg d'aquest capítol, encara que no és objectiu del treball, comentarem les petites diferències trobades entre els resultats obtinguts amb la font de llum infraroja i la visible.

5.1 Estudi del paràmetre FSI en ulls amb diferent grau de cataracta nuclear

En aquest apartat s'avalua la influència en el càlcul del paràmetre FSI de l'estratègia emprada per a l'eliminació del soroll i de les mides de la imatge de doble pas considerades.

Tal i com s'ha comentat anteriorment, és necessari eliminar el soroll de les imatges de doble pas captades amb el sistema abans de procedir amb l'anàlisi posterior. Per a fer-ho, en aquest treball s'han seguit dues estratègies: restar una imatge de fons (Fons) o restar el nivell digital que més es repeteix en la imatge (Moda). A mode d'exemple, la Figura 26 mostra aquest procediment aplicat a una imatge de doble pas concreta.

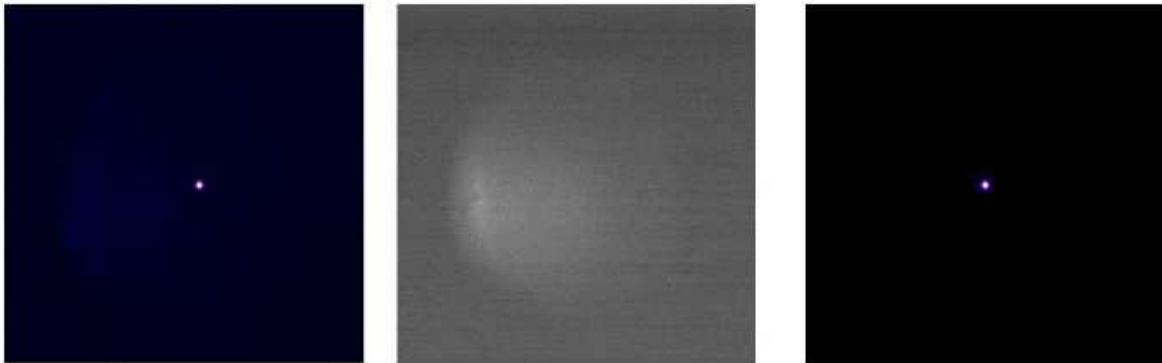


Figura 26. A l'esquerra imatge de doble pas. La imatge del mig representa la imatge de fons i la imatge de la dreta el resultat de treure aquest fons a la primera imatge.

Per tal de saber quina de les dues estratègies proporcionava millors resultats es van calcular els valors dels paràmetres FSI de totes les imatges de doble pas emprant ambdues tècniques.

5.RESULTATS I DISCUSSIÓ

Per al càlcul dels paràmetres FSI es van considerar les dues longitud d'ona (630 i 780 nm) i totes les combinacions de mides descrites anteriorment, és a dir, 64-128, 64-256, 64-512, 128-256, 128-512, i 256-512 píxels.

A les taules 2 i 3 es mostren les mitjanes del valor del paràmetre FSI per a cadascuna de les mides de la imatge analitzades, el tipus d'eliminació de soroll (fons i moda), les dues longituds d'ona (infraroig i visible) i en funció del grau de cataracta (mètode de les creus, grup control "0", + "1", ++ "2" i +++ "3") i les seves desviacions estàndard.

| Font 780 nm | | CREUS | 64-128 | | 64-256 | | 64-512 | | 128-256 | | 128-512 | | 256-512 | |
|------------------------------|-------------------|-------|---------|-----|---------|------|---------|------|---------|-----|---------|-----|---------|-----|
| | | | Mitjana | DS | Mitjana | DS | Mitjana | DS | Mitjana | DS | Mitjana | DS | Mitjana | DS |
| Eliminació del soroll (Fons) | Grau de Cataracta | 0 | 1,48 | ,28 | 3,58 | ,79 | 5,48 | 1,05 | ,88 | ,32 | 2,48 | ,95 | ,74 | ,26 |
| | | 1 | 1,61 | ,68 | 4,17 | 1,17 | 6,49 | 1,03 | 1,17 | ,23 | 3,54 | ,49 | 1,09 | ,11 |
| | | 2 | 2,04 | ,43 | 5,11 | ,91 | 7,32 | ,81 | 1,50 | ,42 | 4,21 | ,92 | 1,28 | ,31 |
| | | 3 | 2,26 | ,27 | 5,32 | ,62 | 7,36 | ,58 | 1,46 | ,36 | 3,95 | ,86 | 1,13 | ,35 |
| Eliminació del soroll (Moda) | Grau de Cataracta | 0 | 1,52 | ,30 | 3,85 | ,73 | 6,03 | ,84 | 1,00 | ,24 | 2,99 | ,66 | ,91 | ,19 |
| | | 1 | 1,62 | ,70 | 4,21 | 1,28 | 6,54 | 1,25 | 1,19 | ,28 | 3,65 | ,79 | 1,15 | ,26 |
| | | 2 | 2,07 | ,44 | 5,19 | ,93 | 7,43 | ,84 | 1,54 | ,44 | 4,38 | ,98 | 1,37 | ,35 |
| | | 3 | 2,28 | ,25 | 5,42 | ,59 | 7,55 | ,53 | 1,51 | ,35 | 4,23 | ,78 | 1,27 | ,33 |

Taula 2. Mitjanes dels valors de FSI (Mitjana) per a l'infraroig amb les desviacions estàndard (DS).

| Font 630 nm | | CREUS | 64-128 | | 64-256 | | 64-512 | | 128-256 | | 128-512 | | 256-512 | |
|------------------------------|-------------------|-------|---------|------|---------|------|---------|------|---------|------|---------|------|---------|------|
| | | | Mitjana | DS | Mitjana | DS | Mitjana | DS | Mitjana | DS | Mitjana | DS | Mitjana | DS |
| Eliminació del soroll (Fons) | Grau de Cataracta | 0 | 1,34 | ,34 | 3,26 | ,94 | 4,97 | 1,17 | ,81 | ,32 | 2,15 | ,84 | ,62 | ,20 |
| | | 1 | 1,50 | ,46 | 3,77 | ,95 | 5,81 | 1,09 | ,97 | ,25 | 2,78 | ,69 | ,82 | ,18 |
| | | 2 | 2,04 | ,30 | 4,91 | ,78 | 6,94 | ,83 | 1,33 | ,41 | 3,61 | ,97 | 1,02 | ,31 |
| | | 3 | 2,31 | ,20 | 5,34 | ,66 | 7,10 | ,78 | 1,45 | ,46 | 3,53 | 1,10 | ,90 | ,37 |
| Eliminació del soroll (Moda) | Grau de Cataracta | 0 | 1.34 | 0.34 | 3.25 | 0.95 | 4.92 | 1.20 | 0.80 | 0.32 | 2.11 | 0.85 | 0.60 | 0.20 |
| | | 1 | 1.50 | 0.46 | 3.74 | 0.94 | 5.74 | 1.06 | 0.95 | 0.24 | 2.70 | 0.63 | 0.78 | 0.16 |
| | | 2 | 2.04 | 0.32 | 4.92 | 0.84 | 6.89 | 0.88 | 1.34 | 0.43 | 3.55 | 1.00 | 0.98 | 0.30 |
| | | 3 | 2.30 | 0.19 | 5.31 | 0.62 | 7.06 | 0.72 | 1.42 | 0.43 | 3.46 | 1.00 | 0.86 | 0.30 |

Taula 3. Mitjanes dels valors de FSI (Mitjana) per al visible amb les desviacions estàndard (DS)

Els valors de les FSI es van comparar, en primer lloc, fent un estudi de correlacions bivariades bilaterals amb coeficients de Pearson, i en segon lloc, mitjançant un estudi bivariat ANOVA. Es comparava en cada cas els valors de FSI obtinguts amb la variable corresponent al grau de cataracta (creus).

5.RESULTATS I DISCUSSIÓ

A les següents taules podem observar els resultats de les correlacions bivariades (coeficient de Pearson) obtingudes tant pel visible (630 nm) com per l'infraroig (780 nm) amb els dos tipus de procediments emprats per a l'eliminació del soroll (Taula 4 i 5):

| | FSI: Font de llum (780 nm). Eliminació del soroll (Fons) | | | | | |
|------------------------------|---|---------------|---------------|----------------|----------------|----------------|
| Mida imatge doble pas | 64-128 | 64-256 | 64-512 | 128-256 | 128-512 | 256-512 |
| Correlació de Pearson | 0,63 | 0,65 | 0,66 | 0,55 | 0,56 | 0,48 |
| Sig. | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | 0,001 |
| | FSI: Font de llum (780 nm). Eliminació del soroll (Moda) | | | | | |
| Mida imatge doble pas | 64-128 | 64-256 | 64-512 | 128-256 | 128-512 | 256-512 |
| Correlació de Pearson | 0,62 | 0,61 | 0,61 | 0,52 | 0,53 | 0,45 |
| Sig. | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,003 |

Taula 4. Correlacions obtingudes del grau cataracta amb el paràmetre FSI amb la font de llum Infraroja (780 nm) i l'eliminació del soroll mitjançant el Fons o la Moda per a diferents mides de la imatge de doble pas.

| | FSI: Font de llum (630 nm). Eliminació del soroll (Fons) | | | | | |
|------------------------------|---|---------------|---------------|----------------|----------------|----------------|
| Mida imatge doble pas | 64-128 | 64-256 | 64-512 | 128-256 | 128-512 | 256-512 |
| Correlació de Pearson | 0,78 | 0,72 | 0,68 | 0,56 | 0,52 | 0,40 |
| Sig. | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,009 |
| | FSI: Font de llum (630 nm). Eliminació del soroll (Moda) | | | | | |
| Mida imatge doble pas | 64-128 | 64-256 | 64-512 | 128-256 | 128-512 | 256-512 |
| Correlació de Pearson | 0,77 | 0,71 | 0,67 | 0,55 | 0,52 | 0,40 |
| Sig. | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,009 |

Taula 5. Correlacions obtingudes del grau cataracta amb el paràmetre FSI amb la font de llum visible (630 nm) i l'eliminació del soroll mitjançant el Fons o la Moda per a diferents mides de la imatge de doble pas.

A la vista dels resultats podem afirmar, a mode general, que existeixen correlacions estadísticament significatives ($p < 0,005$) en tots els casos, i que aquestes són molt similars sigui quina sigui l'estratègia utilitzada per a l'eliminació del soroll.

5.RESULTATS I DISCUSSIÓ

Pel què fa a la longitud d'ona utilitzada en el sistema de doble pas, es pot observar que els coeficients de correlació obtinguts són lleugerament superiors quan s'usa llum visible en el cas d'utilitzar comparatives que involucren una mida de 64x64 píxels, és a dir, 64-128, 64-256 i 64-512. Per a la resta de mides, és a dir, 128-256, 128-512 i 256-512, els resultats obtinguts per a llum visible i llum infraroja són molt semblants.

Quan es consideren les diferents mides d'imatge per obtenir el paràmetre FSI, es pot observar que la pitjor correlació (menys significança) s'obté quan es consideren imatges grans i semblants entre elles per al càlcul de la transformada de Fourier, és a dir, per la mida 256-512. D'altra banda, les millors correlacions s'estableixen sempre quan com a mida menor s'usa la de 64x64 píxels. En general, les millors correlacions s'obtenen en comparar les mides de 64x64 píxels i 128x128 píxels, exceptuant el cas de llum infraroja i l'eliminació del soroll mitjançant l'extracció de la imatge de fons, cas en què la millor correlació s'obté quan es comparen les mides de 64x64 píxels i 512x512 píxels (Taula 5).

Pel que fa a la comparació dels paràmetres FSI entre ulls amb diferent grau de cataracta duts a terme mitjançant l'anàlisi ANOVA, es mostren els resultats obtinguts en les taules següents. Les Taules 6 i 7 mostren els resultats quan es consideren tots els pacients (control i grups +, ++ i +++) mentre que les Taules 8 i 9 proporcionen els mateixos resultats quan no es tenen en compte els corresponents al grup d'una sola creu.

| | FSI: Font de llum (780 nm). Eliminació del soroll (Fons) | | | | | |
|------------------------------|---|---------------|---------------|----------------|----------------|----------------|
| Mida imatge doble pas | 64-128 | 64-256 | 64-512 | 128-256 | 128-512 | 256-512 |
| F value (ANOVA) | 9,46 | 11,72 | 15,20 | 8,11 | 10,55 | 8,51 |
| Sig. | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | 0,001 |
| | FSI: Font de llum (780 nm). Eliminació del soroll (Moda) | | | | | |
| Mida imatge doble pas | 64-128 | 64-256 | 64-512 | 128-256 | 128-512 | 256-512 |
| F value (ANOVA) | 8,80 | 9,18 | 10,01 | 6,55 | 7,54 | 5,84 |
| Sig. | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,002 |

Taula 6. Estudi ANOVA realitzat pel paràmetre FSI obtingut amb diferents configuracions de mida de la imatge i diferents procediments d'eliminació del soroll per a l'infraroig. El factor considerat és el grau de cataracta segons el mètode de les creus.

5.RESULTATS I DISCUSSIÓ

| | FSI: Font de llum (630 nm). Eliminació del soroll (Fons) | | | | | |
|------------------------------|---|---------------|---------------|----------------|----------------|----------------|
| Mida imatge doble pas | 64-128 | 64-256 | 64-512 | 128-256 | 128-512 | 256-512 |
| F value (ANOVA) | 24,33 | 17,09 | 15,62 | 6,90 | 7,30 | 5,00 |
| Sig. | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,002 | <0,002 | <0,006 |
| | FSI: Font de llum (630 nm). Eliminació del soroll (Moda) | | | | | |
| Mida imatge doble pas | 64-128 | 64-256 | 64-512 | 128-256 | 128-512 | 256-512 |
| F value (ANOVA) | 22,97 | 16,28 | 15,18 | 6,89 | 7,36 | 5,22 |
| Sig. | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,002 | <0,002 | <0,005 |

Taula 7. Estudi ANOVA realitzat pel paràmetre FSI obtingut amb diferents configuracions de mida de la imatge i diferents procediments d'eliminació del soroll per al visible. El factor considerat és el grau de cataracta segons el mètode de les creus.

| | FSI: Font de llum (780 nm). Eliminació del soroll (Fons) | | | | | |
|------------------------------|---|---------------|---------------|----------------|----------------|----------------|
| Mida imatge doble pas | 64-128 | 64-256 | 64-512 | 128-256 | 128-512 | 256-512 |
| F value (ANOVA) | 16,18 | 18,62 | 23,90 | 11,31 | 14,90 | 11,85 |
| Sig. | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | 0,001 |
| | FSI: Font de llum (780 nm). Eliminació del soroll (Moda) | | | | | |
| Mida imatge doble pas | 64-128 | 64-256 | 64-512 | 128-256 | 128-512 | 256-512 |
| F value (ANOVA) | 14,81 | 14,54 | 16,56 | 9,06 | 11,02 | 8,51 |
| Sig. | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,002 |

Taula 8. Estudi ANOVA realitzat pel paràmetre FSI obtingut amb diferents configuracions de mida de la imatge i diferents procediments d'eliminació del soroll per a l'infraroig. El factor considerat és el grau de cataracta segons el mètode de les creus. S'exclouen els 4 ulls corresponents al grup +.

5.RESULTATS I DISCUSSIÓ

| | FSI: Font de llum (630 nm). Eliminació del soroll (Fons) | | | | | |
|------------------------------|---|---------------|---------------|----------------|----------------|----------------|
| Mida imatge doble pas | 64-128 | 64-256 | 64-512 | 128-256 | 128-512 | 256-512 |
| F value (ANOVA) | 38,28 | 25,00 | 23,735 | 9,18 | 10,26 | 7,05 |
| Sig. | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,002 | <0,001 | <0,004 |
| | FSI: Font de llum (630 nm). Eliminació del soroll (Moda) | | | | | |
| Mida imatge doble pas | 64-128 | 64-256 | 64-512 | 128-256 | 128-512 | 256-512 |
| F value (ANOVA) | 35,67 | 23,54 | 22,74 | 9,07 | 10,26 | 7,34 |
| Sig. | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,002 | <0,001 | <0,003 |

Taula 9. Estudi ANOVA realitzat pel paràmetre FSI obtingut amb diferents configuracions de mida de la imatge i diferents procediments d'eliminació del soroll per al visible. El factor considerat és el grau de cataracta segons el mètode de les creus. S'exclouen els 4 ulls corresponents al grup +.

En general d'aquest estudi es pot afirmar que en totes les configuracions existeixen diferències estadísticament significatives entre els valors del paràmetre FSI pels ulls classificats en diferent grup de cataracta segons el mètode de les creus ($P < 0,005$), tant si es considera el grup "+" com no. La única excepció la trobem en considerar el paràmetre FSI calculat amb les mides d'imatge 256-512 amb llum visible i quan se li resta la imatge de fons per eliminar el soroll.

Es pot observar de nou que els resultats obtinguts són semblants emprant qualsevol dels dos mètodes d'eliminació de soroll. Veiem que tant per l'infraroig com pel visible obtenim resultats lleugerament millors pel mètode del fons (valor F lleugerament més gran), tot i que en els dos casos les diferències són estadísticament significatives.

En les mateixes taules podem observar quina és la mida de la imatge en píxels que afavoreix més al càlcul del paràmetre FSI.

De nou i per a la longitud d'ona infraroja, podríem acceptar a partir de l'anàlisi ANOVA (i el valor de F corresponent) que les mides de 64-128, 64-256 i 64-512 contenen informació relativa a la difusió de menor a major grau, fet que contrasta amb les de 128-256, 128-512 i 256-512 en les que es perd informació considerablement.

En el visible, els resultats mostren una altra tendència. La mida que sembla ser més idònia en aquest cas és la que utilitza imatges més petites, és a dir, 64-128 píxels. Les altres la segueixen en el següent ordre: 64-256, 64-512, 128-512, 128-256, 256-512.

5.2 Estudi de la influència del desenfocament en el paràmetre FSI

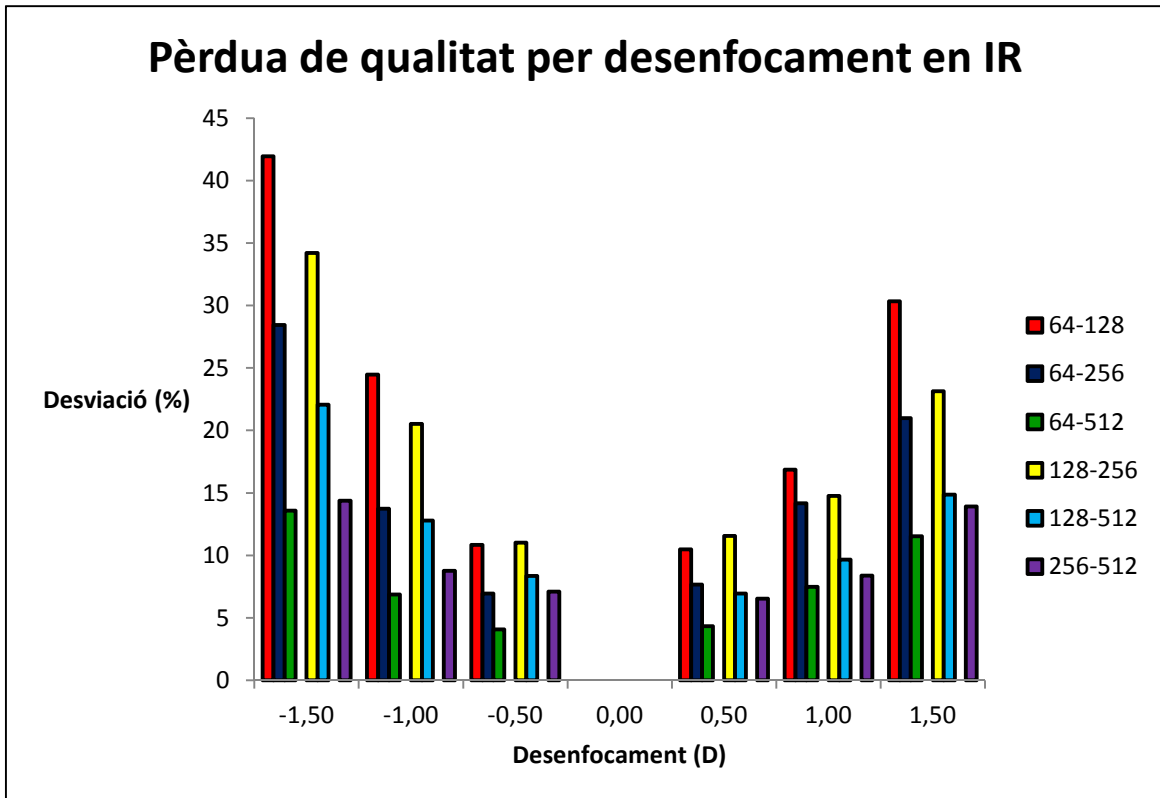
Una vegada realitzat l'estudi anterior, hem analitzat les diferències que hi podia haver en el valor de FSI calculat a partir d'imatges de doble pas d'un mateix ull però amb diferents nivells de desenfocament, emulant el que podria succeir en la pràctica clínica habitual. Així doncs, i tal i com s'ha comentat en el capítol de metodologia, en aquest apartat hem analitzat els valors de FSI fent servir imatges de doble pas que es van capturar mitjançant un escombrat amb diferents enfocaments. Donada la seva major simplicitat, en aquest cas ja només s'ha emprat el mètode de la moda per a l'eliminació del soroll ja que resultava més ràpid.

Tot seguit mostrem els resultats de desviació dels valors de FSI obtinguts pels desenfocaments que s'han inclòs en l'estudi, tant de l'infraroig com del visible (Taula 10):

| Font de llum | Desenfocament s | 64-128(%) | 64-256(%) | 64-512(%) | 128-256(%) | 128-512(%) | 256-512(%) |
|--------------|-----------------|-----------|-----------|-----------|------------|------------|------------|
| IR | -1,50 | 41,95 | 28,44 | 13,57 | 34,20 | 22,06 | 14,36 |
| | -1,00 | 24,45 | 13,72 | 6,86 | 20,51 | 12,79 | 8,76 |
| | -0,50 | 10,83 | 6,93 | 4,06 | 11,00 | 8,34 | 7,09 |
| | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| | +0,50 | 10,46 | 7,65 | 4,32 | 11,55 | 6,95 | 6,52 |
| | +1,00 | 16,85 | 14,15 | 7,48 | 14,75 | 9,66 | 8,36 |
| | +1,50 | 30,336 | 20,98 | 11,51 | 23,13 | 14,86 | 13,90 |
| Font de llum | Desenfocament s | 64-128(%) | 64-256(%) | 64-512(%) | 128-256(%) | 128-512(%) | 256-512(%) |
| VIS | -1,00 | 28,91 | 17,99 | 10,21 | 21,42 | 18,92 | 20,11 |
| | -0,50 | 12,97 | 12,34 | 7,86 | 17,47 | 13,01 | 12,56 |
| | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| | +0,50 | 10,97 | 10,36 | 6,80 | 12,67 | 12,23 | 12,68 |
| | +1,00 | 21,96 | 20,36 | 11,71 | 22,90 | 17,43 | 12,58 |
| | +1,50 | 46,89 | 37,58 | 19,97 | 43,63 | 27,02 | 21,39 |
| | +2,00 | 50,76 | 44,10 | 29,13 | 66,89 | 43,36 | 30,19 |

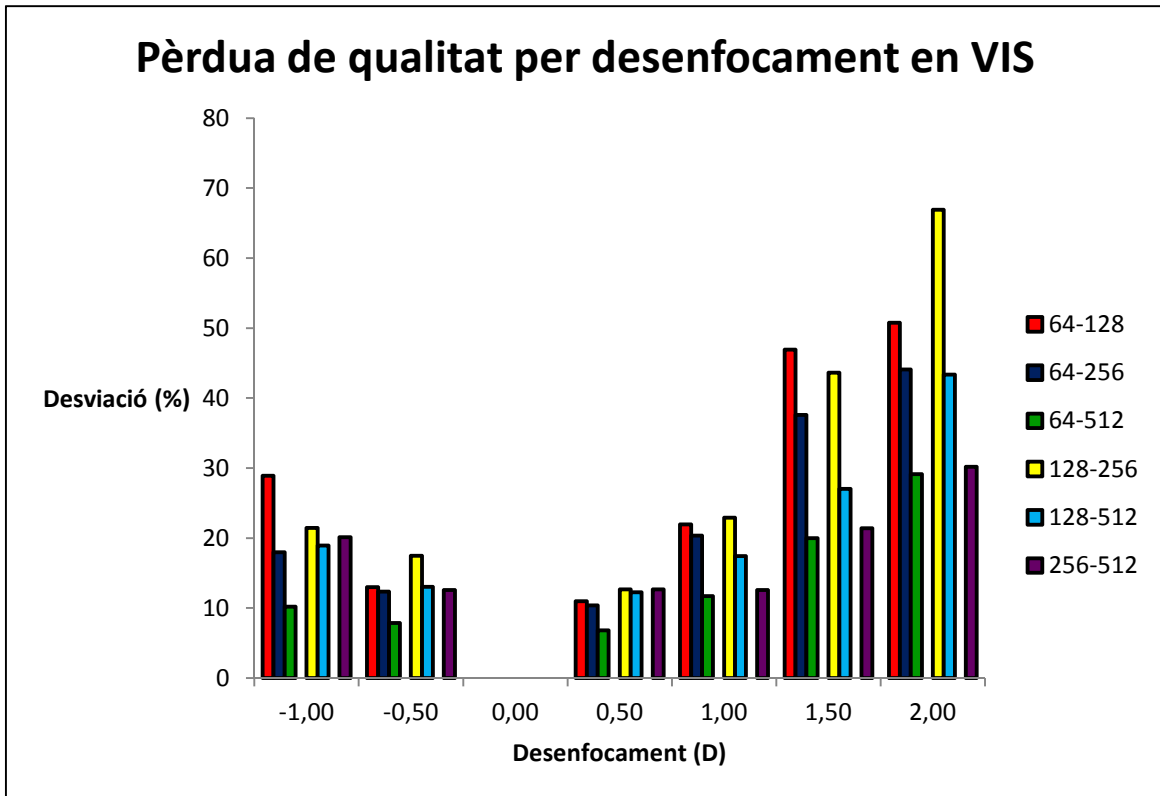
Taula 10. Desviació dels paràmetres FSI obtinguts pels diferents graus de desenfocament en les imatges de doble pas. Els valors de desviació estan expressat en percentatges de diferència respecte la imatge millor enfocada (0.00 D).

En els següents gràfics es representen els valors de la Taula 8 per a les mides de 64-128, 64-256 i 64-512 píxels tant per l'infraroig (desenfocament de -1.50 fins a +1.50) com pel visible (desenfocament des de -1.00 fins a +2.00) (Gràfics 1-6).



Gràfic 1. Desviació del paràmetre FSI obtinguts per diferents graus de desenfocament en l'infraroig per a les mides de 64-128, 64-256 i 64-512 píxels des de -1.50 (esquerra) fins a +1.50 (dreta) en passos de 0.50 D.

Per l'infraroig, veiem que el patró en les gràfiques és bastant similar, és a dir, la quantificació de la difusió amb el paràmetre FSI empitjora amb el grau de desenfocament, tal i com era d'esperar. Tanmateix, la desviació sembla ser més gran quan es comparen mides més similars entre elles. Entre desenfocaments negatius i positius observem lleugeres diferències, essent el positiu un desenfocament amb més repercussió en la qualitat de la imatge que no el negatiu. Els resultats que es mostren representen tots els casos de l'estudi, sense separació de per grups, doncs es va observar que no presentaven diferències significatives entre ells.



Gràfic 1. Desviació del paràmetre FSI obtinguts per diferents graus de desenfocament en el visible per a les mides de 64-128, 64-256 i 64-512 píxels des de -1.00 (esquerra) fins a +2.00 (dreta) en passos de 0.50 D.

Pel visible, s'obtenen resultats molt similars, amb l'excepció de que l'escombrat del què es disposa no és simètric en aquest cas. No obstant, les diferències entre les diferents mides no és tant acusada com en l'IR. Això pot ser degut a que el muntatge experimental dissenyat, estava preparat per optimitzar les mesures en l'IR i no pas en el VIS, i per tant les mesures de l'IR són més sensibles.

Així doncs, es podria considerar que fins a un grau de desenfocament de -1.00 i +1.00D, la desviació en el paràmetre FSI seria inferior a 10% o 20% depenent de la mida d'imatges considerada i la longitud d'ona. D'aquesta manera seria necessari un grau d'enfocament amb una precisió almenys d'una diòptria per assegurar una qualitat acceptable de la imatge de doble pas i per tant una bona mesura del FSI.

6- Conclusions

En aquest capítol, presentarem les conclusions dels resultats que hem vist anteriorment. També respondrem als objectius plantejats a l'inici de la memòria.

6.1 Estudi del paràmetre FSI en ulls amb diferent grau de cataracta nuclear

Pel que fa a l'eliminació del soroll en les imatges de doble pas, podem dir que els resultats són similars pel que fa al càlcul del FSI sigui quina sigui l'estratègia utilitzada per a l'eliminació del soroll. Per tant, i a nivell pràctic, podem afirmar que l'estratègia de la moda presenta un clar avantatge respecte la de fons, ja que no és necessari fer una mesura addicional d'una imatge de fons amb la qual cosa estalviem temps i es pot fer una presa de mesures més ràpida.

Tot i que la mida addicional a utilitzar per fer la comparativa dependrà de si s'usa llum visible o infraroja, en el cas del visible, la millor correlació es trobaria per 64-128 píxels mentre que en el cas de l'infraroig les tres comparatives presenten correlacions similars, tot i que la millor és la de 64-512 píxels. Aquests resultats confirmen que a les zones perifèriques de les imatges de doble pas en l'infraroig, la informació de la difusió encara és mesurable, i en canvi, en el visible, en aquestes zones perifèriques no hi ha informació. Repetim però, que el muntatge experimental emprat per a les mesures d'aquest estudi estava optimitzat per a l'infraroig i no pas pel visible.

Tal i com s'ha comentat anteriorment, quan es consideren les diferents mides d'imatge per obtenir el paràmetre FSI, es pot observar que la pitjor correlació s'obté quan es consideren imatges grans i semblants entre elles per al càlcul de la transformada de Fourier, és a dir, per la mida 256-512. D'altra banda, les millors correlacions s'estableixen sempre quan com a mida menor s'usa la de 64x64 píxels. Així doncs, queda palesa la necessitat d'incorporar en el càlcul del FSI la mida 64x64 píxels sigui quina sigui la longitud d'ona.

Finalment, d'aquest estudi es pot afirmar que en totes les configuracions existeixen diferències estadísticament significatives entre els valors del paràmetre FSI pels ulls classificats en diferent grup de cataracta segons el mètode de les creus ($P < 0,005$). Això implica que en qualsevol cas, els valors de FSI obtinguts serien vàlids per a l'avaluació clínica d'ulls amb cataractes i la quantificació de la difusió.

6.2 Estudi de la influència del desenfocament en el paràmetre FSI

De l'estudi de l'impacte del grau de desenfocament en el valor de FSI es pot concloure que tal i com s'esperava, el desenfocament té una influència clara en el valor obtingut, obtenint una desviació major a major grau de desenfocament. Això es verifica tant per llum infraroja com visible. A més, per a mides de la imatge més similars entre elles (com per exemple 64-128) el grau de desenfocament sembla introduir una desviació més gran.

D'altra banda, es pot concloure que la imatge de doble pas conserva prou qualitat per a desenfocaments inferiors a $\pm 1.00D$. En aquestes condicions les desviacions trobades són inferiors a 10% o 20%, depenent de les configuracions considerades.

6.3 Objectius assolits

A part del les conclusions ja esmentades, tot seguit descriurem els objectius assolits en aquest treball:

Genèric: podem afirmar que hem assolit aquest objectiu tant per l'infraroig com pel visible doncs hem trobat les configuracions òptimes pel càlcul del paràmetre FSI en els dos casos. Recordem que l'estratègia d'eliminació de soroll que es considera més òptima és la que té en compte la moda de la imatge (és a dir, el nivell digital que més es repeteix). D'altra banda, recordar que per l'infraroig la mida de 64-512 píxels sembla més adequada mentre que pel visible ho és la de 64-128 píxels.

Específics: Ja que tot el tractament de dades ha requerit l'ús del software lliure ImageJ i el programari d'estadística SPSS versió 17, podem afirmar també que ens hem familiaritzat amb aquestes plataformes. Primer de tot, pel què fa a l'ImageJ, hem après a obrir imatges, sumar-les, centrar-les, discernir quan alguna tenia massa poca qualitat, fer el càlcul del paràmetre FSI i fins i tot, encara que no ha estat esmentat abans, sense coneixements de programació, s'ha realitzat amb èxit una modificació d'un codi pel càlcul de la FSI que feia més fàcil i ràpida la obtenció d'aquests valors.

A més, hem pogut realitzar tots els càlculs que ens plantejàvem fer amb la base de dades que teníem recollida entre març i maig del 2013, relacionant les variables d'aquest treball (FSI) amb les dades clíniques dels historials dels pacients (fonamentalment el grau de cataracta establert amb el sistema de creus).

7- Compromís ètic i social

La normativa vigent del Treball Final de Grau exposa que cal fer constar un capítol referent a la competència transversal del compromís ètic i social i la relació amb el treball realitzat. És per això, que en aquest darrer capítol del treball, analitzarem tot el que hem fet des del punt de vista de la ètica i parlarem, també, de les implicacions socials i legals a les quals està lligat aquest.

Primer de tot, caldria definir la ètica o en aquest cas, la bioètica. La podem definir de manera simplificada com la disciplina que relaciona actituds i polítiques dedicades al bé social i amb el món biològic. Dit això, la podem dividir en 4 principis bàsics que són: beneficència, no maleficència, autonomia i justícia social. La relació d'aquests principis bàsics amb el treball realitzat és la següent:

- Beneficència: L'estudi del paràmetre FSI pot dur a una millora en la obtenció de més informació sobre la qualitat de la imatge retinal, la qual cosa està directament lligada amb la millora de la qualitat de visió i per tant de la qualitat de vida de la gent.
- No maleficència: En cap cas aquest estudi ha provocat cap mal en els pacients que conformen la base de dades amb la que hem treballat.
- Autonomia: aquest principi fa referència a la realització de l'estudi sense estar sotmès a cap tipus de cohibició o intimidació d'elements externs.
- Justícia social: aquest principi fa referència al tractament de les dades que en tot cas ha estat lligat a un consentiment informat i per escrit a tots els pacients i no s'ha violat cap llei, i tots els pacients han estat tractats per igual.

D'altra banda, els aspectes legals lligats al treball fan referència a les dades analitzades i la seva protecció. En aquest cas, les dades amb les que hem treballat han estat recollides amb uns fulls de consentiment informat per a cada pacient, els quals havien de firmar, i l'estudi va ser aprovat pel comitè ètic de l'Hospital Mutua de Terrassa. Donat que les dades no les hem recollit nosaltres, no es mostren en els annexes, no obstant es poden trobar al treball on es van realitzar (Fons et al. 2013).

molèsties o danys a les seves estructures oculars. Per això el sistema experimental utilitzat en aquest treball segueix les directrius de la normativa UNE-EN 60825-1:2008 "Seguridad de los productos laser", en què s'estableix un valor màxim d'exposició permesa que pot arribar a la còrnia quan s'utilitza llum provinent d'un làser.

8- Bibliografía

- 1) Abrahamsson, M. & Sjöstrand, J, 1986. Impairment of contrast sensitivity function (CSF) as a measure of disability glare. *Investigative Pphtalmology & Visual Science*, 27(7), pp.1131 1136.
- 2) Aguirre, R.C., Barraza, J.F. & Colombo, E.M., 2006. Adding a veiling luminance is not sufficient to explain the effects of glare on simple reaction times. *Journal of Vision*, 6(6), p.719. Available at: <http://www.journalofvision.org/content/6/6/719.abstract>.
- 3) Artal, P. et al., 2011. An Objective Scatter Index Based on Double-Pass Retinal Images of a Point Source to Classify Cataracts A. Lo, ed. *PLoS ONE*, 6(2), p.7. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3033912&tool=pmcentre z&renderty pe=abstract>.
- 4) Artal, P. et al., 1995. Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality. *Journal of the Optical Society of America A*, 12(2), pp.195 201. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7869151>.
- 5) Van Den Berg, T.J. & Ijspeert, J.K., 1992. Clinical assessment of intraocular stray light. *Applied Optics*, 31(19), pp.3694 3696. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20725342>.
- 6) Van Den Berg, T.J., Ijspeert, J.K. & De Waard, P.W., 1991. Dependence of intraocular straylight on pigmentation and light transmission through the ocular wall. *Vision Research*, 31(7-8), pp.1361 1367. Available at: [http://dx.doi.org/10.1016/0042-6989\(91\)90057-C](http://dx.doi.org/10.1016/0042-6989(91)90057-C).
- 7) Van den Berg, T.J.T.P. et al., 2007. Straylight Effects with Aging and Lens Extraction. *American Journal of Ophtalmology*, 144(3), pp.358 363.
- 8) Calvo Padilla, María Luisa; Campos, Juan; Cheben, Pavel; Enoch, Jay M.; Fernández Calvo, Ramón; Gómez-Reino, Carlos; Sagrario Millán, María; Nieto-Vesperinas, Manuel; Victoria Pérez-Martín, María; Weigand, Rosa; Josefa Yzuel, Maria. *Óptica Avanzada*. 1ª ed. Barcelona: Ariel, 2002. p 50-52. ISBN 84-344-8052-2
- 9) Cerviño, A. et al., 2010. *Dispersión itraocular: Principios, deteminación y utilidad clínica.*, Valencia, España: Ulleye.
- 10) Chylack, L.T. et al., 1993. The Lens Opacities Classification System III. The Longitudinal Study of Cataract Study Group. *Archives of ophthalmology*, 111(6), pp.831 836. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8512486>.
- 11) Dhadwal, H.S. & Wittpenn, J., 2000. In vivo dynamic light scattering characterization of a human lens: cataract index. *Current Eye Research*, 20(6), pp.502 510. Available at:

8. BIBLIOGRAFIA

- [http://www.informaworld.com/openurl?genre=article&doi=10.1076/0271-3683\(200006\)20:6;1-Y;FT502&magic=crossref](http://www.informaworld.com/openurl?genre=article&doi=10.1076/0271-3683(200006)20:6;1-Y;FT502&magic=crossref).
- 12) Díaz- Doutón, F. et al., 2006. Comparison of the retinal image quality with a Hartmann-Shack wavefront sensor and a double-pass instrument. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 47(4), pp.1710 1716. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16565413>.
 - 13) Donnelly, W.J. et al., 2004. Quantifying scatter in Shack-Hartmann images to evaluate nuclear cataract. *Journal of refractive surgery Thorofare NJ* 1995, 20(5), pp.S515 S522. Available at: <http://cat.inist.fr/?aModele=afficheN&cpsidt=16152584>.
 - 14) Fons, M., 2013. Treball Final de Màster. Influència de la longitud d'ona en la mesura de la difusió intraocular mitjançant la tècnica del doble pas. Available at: <http://hdl.handle.net/2099.1/19505>
 - 15) Ford, J.G., 2001. Cataract classification. cataract surgery and intraocular lenses: a 21 century perspective. *American Academy of Ophthalmology*, pp.15 27.
 - 16) Güell, J. et al., 2004. Clinical Instrument for objective Quality, evaluation of ocular optical quality. *CATARACT REFRACT SURG*, 30.
 - 17) Guirao A, González C, Redondo M, Geraghty E, Norrby S, A.P., 1999. Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 40, pp.203 213.
 - 18) Holladay, J.T. et al., 1987. Brightness acuity test and outdoor visual acuity in cataract patients. *Journal of cataract and refractive surgery*, 13(1), pp.67 69.
 - 19) Holladay L L, 1927. Action of a light-source in the field of view on lowering. *Optical Society of America*, 14(1), pp.1 15.
 - 20) Kamiya, K. et al., 2012. Effect of Aging on Optical Quality and Intraocular Scattering Using the Double- Pass Instrument. *Current Eye Research* .
 - 21) Martínez-Roda, J.A. et al., 2010. Comparative Study of Optical Quality and Intraocular Scattering Parameters between Healthy Young and Adult Population. *Abstracts Meeting EMPVO 2010, (August)*, p.59.
 - 22) Martínez-Roda, J.A. et al., 2012. Intraocular Scattering Gradation from Double-Pass MTF. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 53: E-Abstract 3053.
 - 23) Möller, K.D. *Optics*. Mill Valley, California: University Science Books, 1988. P 127-130. ISBN 0-935702-145-8
 - 24) Navarro R, Artal P, W.D., 1993. Modulation transfer of the human eye as a function of retinal eccentricity. *J Opt Soc Am A*, 10, pp.201 212.

8. BIBLIOGRAFIA

- 25) Pelli D G, Robson & Wikins, 1988. the design of a new letter chart for measuring contrast sensibility. *Clinical Vision Science*, 2, pp.187 199.
- 26) Piñero, D.P., Ortiz, D. & Alio, J.L., 2010. Ocular scattering. *Optometry and vision science official publication of the American Academy of Optometry*, 87(9), pp.E682 E696. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20601914>.
- 27) Puell, M.C. et al., 2004. Normal values for photopic and mesopic letter contrast sensitivity. *Journal of refractive surgery Thorofare NJ* 1995, 20(5), pp.484 488. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15523961>.
- 28) Rasband, W.S., ImageJ, U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA, <http://imagej.nih.gov/ij/>, 1997-2014.
- 29) Santamaría, J., Artal, P & Bescós, J., 1987. Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid optical-digital method. *Journal of the Optical Society of America A Optics and image science*, 4(6), pp.1109 1114. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3598754>.
- 30) Singh Grewal, D. & Singh Grewal, S.P., 2012. Clinical applications of Scheimpflug imaging in cataract surgery. *Saudi Journal of Ophthalmology*, 26(1), pp.25 32.
- 31) Tan, A.C. et al., 2008. Lens Opacities Classification System III: cataract grading variability between junior and senior staff at a Singapore hospital. *Journal of cataract and refractive surgery*, 34(11), pp.1948 1952. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19006743>.
- 32) Torrents, A., Gispets, J. & Pujol, J, 1997. Double-pass measurements of retinal image quality in monofocal contact lens wearers. *Ophthal Physiol Opt*, 17(4), pp.357 66. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9390380>.
- 33) Vilaseca, M., Peris, E., Pujol, J., Borrás, R & Arjona, M., 2010. Intra- and Intersession Repeatability of a Double-Pass Instrument. *Optometry and Vision Science*, VOL. 87, NO. 9, PP. 675-681
- 34) Vos, J.J., 2003. On the cause of disability glare and its dependence on glare angle, age and ocular pigmentation. *Clinical experimental optometry journal of the Australian Optometrical Association* , 86(6), pp.363 370. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14632612>.
- 35) De Waard, P.W. et al., 1992. Intraocular light scattering in age-related cataracts. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 33(3), pp.618 625. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1544787>.
- 36) Wikehart, D., 2003. *Biochemistry of the eye 2n edition.*, USA: Elsevier.