

UNIVERSIDAD DE
MURCIA



Programa de Postgrado en Ciencias de la Visión

Master Universitario en Iniciación a la
Investigación en Ciencias de la Visión

POLARIZACIÓN Y CALIDAD DE IMAGEN RETINIANA EN SUJETOS JÓVENES

Tesis de Master realizada en el
Laboratorio de Óptica (Departamento de Física)
Centro de Investigación en Óptica y Nanofísica

Francisco Javier Ávila Gómez

Murcia, Junio de 2011

D. JUAN MANUEL BUENO GARCÍA, Profesor Titular en el Área de Óptica del Departamento de Física de la Universidad de Murcia,

INFORMA:

Que la memoria titulada “Polarización y calidad de imagen retiniana en sujetos jóvenes” ha sido realizada por D. Francisco Javier Ávila Gómez bajo su dirección en el Laboratorio de Óptica (Centro de Investigación en Óptica y Nanofísica) de la Universidad de Murcia y constituye la Tesis de Master que presenta para optar al Título de Master en el Programa de Postgrado Interuniversitario en Ciencias de la Visión.

Murcia, Junio de 2011.

Fdo.: Juan Manuel Bueno García

RESUMEN

Las propiedades de polarización del ojo humano modifican el estado de polarización de la luz incidente. El ojo humano no es capaz de detectar diferentes polarizaciones, pero los cambios en el brazo de registro de un sistema oftalmoscópico de doble paso (DP) podrían afectar a la estimación de la calidad de imagen retiniana. Este trabajo se estudia cuál es la influencia del estado de polarización en el brazo de registro de un sistema DP sobre la estimación de la calidad de imagen retiniana en sujetos jóvenes. Los resultados muestran que tanto los perfiles radiales de intensidad como los valores máximos que presentan dependen de las propiedades de polarización particulares de cada ojo. En media, la zona central de las imágenes de DP no está afectada por el estado de polarización en el sistema de registro, sin embargo el parámetro de scattering presenta diferencias significativamente para uno de los estados de polarización utilizados utilizados en este trabajo. Las imágenes de DP presentan mayor despolarización en las colas que en la zona central (~26% para el grupo de sujetos jóvenes aquí estudiado) y esta despolarización está relacionada con la cantidad de scattering intraocular.

ABSTRACT

The ocular polarization properties modify the polarization state of incident light. The human eye cannot differentiate polarization states but changes in the registration pathway of a double-pass (DP) ophthalmoscopic setup might affect the estimates of the retinal image quality. This work analyzes the influence of the outgoing polarization states on the retinal image quality in normal young adult subjects. Results show that both the intensity radial profiles and the DP maximum values depend on the particular polarization properties of each eye. On average, the central part of the DP images is not affected by polarization, but the amount of scattering presents significant differences for one of the outgoing polarization states here used. DP images also show a higher depolarization at the skirts (~26% for the set of subjects involved in this study) and this depolarization has been related with the amount of intraocular scattering.

AGRADECIMIENTOS

Recuerdo una mañana cualquiera, sentados en la Facultad de Ciencias de Granada, las palabras de mi compañero y amigo Fran Parra, con la mirada perdida en lugares que no puedo aquí mencionar. “*Vete de Granada Fran, prueba en otros sitios, seguro que todo mejora, prueba en Murcia*”. La idea me pareció como aquellas invitaciones de los camareros que te *invitan a marcharte* a la hora de cerrar, aunque 5 años después ha sido en Murcia donde por una vez no llegué el último. Gracias Paquito.

Agradecer especialmente al director de este trabajo, Juan Manuel Bueno, porque es un tópico sí, pero sin su inmedible ayuda esto no sería más que un bagaje en mi memoria, por trasmitirme la voluntad de superar cualquier obstáculo como si fuera tan sólo un paso más (like B. Bolzano), suyo es cualquier mérito desprendido de esta memoria.

Finalmente, agradecer a Tatiana por haber hecho de fuente de energía incombustible en los días en los que yo apenas si me encontraba en el espejo. A mi *primo Andrés*, jiennense de profesión y alicantino de adopción, ¿a qué me vas a invitar? A Nova y Mariluz de Bar Nova, por haberme despedido de Murcia como se despiden las mujeres de los marineros. A mis compañeros de carrera y de Master: Adri (el chiquitín), Andrés, Alfonso, Javi, Raquel, Abraham, Raúl, Adrián Pérez, Jesús Murcia...Al profesor Fernando Vargas, ya que por sugerencia suya fui a un curso de introducción a la investigación en Madrid y allí fue donde comenzó la idea de empezar esto, que hoy ¿acaba? A mi hermano, para que al perpetrar no le caigan mas losas de mármol en el pié. A mis padres, Ignacio e Isabel, para que se animen a pagar una buena cena. A mi hermana Anabel, para que convierta las cenizas en *best-seller* de psicología.

A todos... ¡¡¡GRACIAS!!!

Mester traigo hermoso, non es de juglaría
Mester es sin pecado, que es de clerecía;
Fablar curso rimado por la cuaderna vía,
A sílabas contadas, que es gran maestría.

Libro de Alexandre, Siglo XIII.

A Tatiana, por cruzar conmigo
los vastos jardines sin aurora.

ÍNDICE

1. Introducción

1.1. Estructura ocular	1
1.1.1 Córnea	1
1.1.2 Cristalino	2
1.1.3 Retina	2
1.2 Antecedentes del sistema oftalmoscópico de doble paso	3
1.3 Calidad de imagen retiniana y de doble paso	5
1.3.1 Factores que limitan la calidad de imagen retiniana	8
1.4 Polarización ocular y reflexión retiniana	12
1.4.1 Imagen de doble paso y polarización	12
1.4.2 Polarización de las estructuras oculares	13
1.4.3 Reflexión retiniana	15
1.4.4 Direccionalidad de la reflexión retiniana	16
1.5 Motivación, objetivos y estructura del trabajo	19

2. Métodos

2.1 Sistema experimental: polarímetro de imagen en doble paso	21
2.2 Corrección de la ametropía esférica en el sistema de doble paso	23
2.3 Tamaño de la imagen de doble paso. Campo angular sobre la retina	24
2.4 Procedimiento experimental	25
2.5 Cálculo de parámetros para la estimación de calidad de imagen retiniana	26
2.5.1 Cálculo de la MTF. Razón de Strehl	26
2.5.2 Perfil radial de intensidad	28
2.5.3 Intensidad central	29
2.5.4 Ancho de imagen a media altura. Parámetro FWHM	29
2.5.5 Intensidad en las colas	30
2.5.6 Parámetro de Scattering	31
2.5.7 Índice de Despolarización	31

3. Resultados

3.1 Calidad de imagen retiniana con polarizadores lineales perpendiculares y paralelos_____	33
3.2 Calidad de imagen retiniana con polarizadores paralelos_____	35
3.3 Calidad de imagen retiniana en función del estado de polarización de salida_____	37
3.4 Intensidad central_____	40
3.5 Ancho de imagen a media altura_____	41
3.6 Intensidad en las colas_____	42
3.7 Parámetro de Scattering_____	43
3.8 Índice de Despolarización_____	45

4. Conclusiones_____	47
-----------------------------	-----------

Apéndice_____	49
----------------------	-----------

Bibliografía_____	57
--------------------------	-----------

CAPÍTULO 1

Introducción

1.1. Estructura ocular

En este apartado se describen a grandes rasgos las principales estructuras oculares (Figura 1.1), procurando darle un enfoque “óptico” que facilite la comprensión de los conceptos y resultados que se exponen en esta memoria.

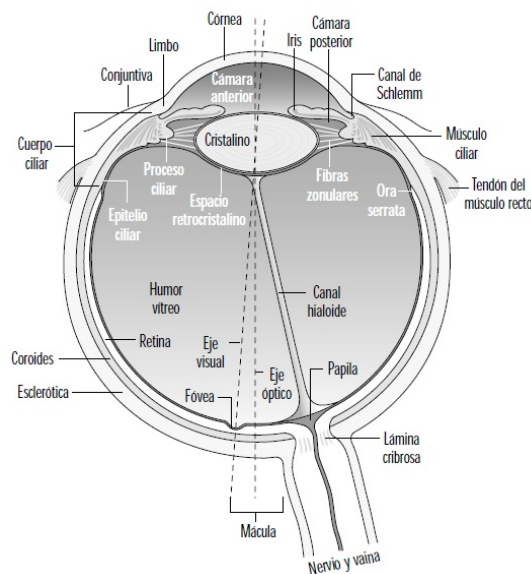


Figura 1.1: Esquema general del ojo humano [Graham et al., 1965].

1.1.1. Córnea

La córnea es un menisco convexo-cóncavo que constituye el primer dioptrio ocular. Es una estructura fibrosa y avascular, con un poder de refracción de aproximado de 40 D y consta de 5 capas (epitelio, membrana de Bowman, estroma, membrana de Descemet y endotelio). El epitelio tiene un espesor medio aproximado de 53 μm y una estructura estratificada y

escamosa. La superficie más externa está formada por pliegues y microvellosidades que aumentan el contacto entre células epiteliales y la lágrima [Pfister, 1973]. La membrana de Bowman es una capa acelular de 10 μm de espesor medio compuesta de colágeno tipo I y III, que actúa como barrera física entre el epitelio y el estroma. Puesto que no tiene células, una lesión a este nivel produce una cicatriz que perturbará el paso de luz. El estroma, con un espesor medio de unas 550 micras en la zona central, constituye el 90 % del espesor corneal. Está constituido por una matriz extracelular donde se hallan las células estromales o queratocitos. Esta matriz extracelular es la responsable de la refracción ocular y está compuesta por fibras de colágeno tipo I y V dispuestas tridimensionalmente para formar las lamelas (de 200 a 250) dispuestas de forma paralela. Dentro de cada lamela las fibras de colágeno tienen la misma orientación. [Freegard, 1997]. La membrana de Descemet es la membrana basal con espesor medio de 12 μm que separa el estroma del endotelio y tiene gran capacidad de regeneración. Finalmente el endotelio es la capa más interna de la cornea que está en contacto con el humor acuoso. Está constituido por una capa de células hexagonales formando un mosaico.

1.1.2. Cristalino

El cristalino es una lente biconvexa con una potencia de aproximadamente 22 D que varía en función de la tensión que ejerzan las fibras zonulares sobre su ecuador. El interés del cristalino en este estudio reside en su tanto poder de acomodación como en los cambios fisiológicos que se producen con la edad, ambos factores influyentes en la calidad de imagen retiniana.

1.1.3. Retina

La retina, situada al fondo del globo ocular es la zona se produce el proceso visual. Tiene un carácter neurosensorial, es decir es una parte del sistema nervioso que recoge luz, la sintetiza en procesos fotoquímicos y la transmite en forma de impulso nervioso a la corteza visual. Está formada por 9 capas (Figura 1.2), de las cuales, la membrana limitante interna y la capa de fotorreceptores son esenciales para entender el modelo de reflexión retiniana del punto como se verá más adelante. Las zonas más importantes son la cabeza del nervio óptico (papila) y la macula. En la zona central se sitúa la fovea, lugar de máxima agudeza visual del ojo. Sobre esta zona es donde se van a formar las imágenes retinianas que utilizaremos a lo largo de este trabajo.

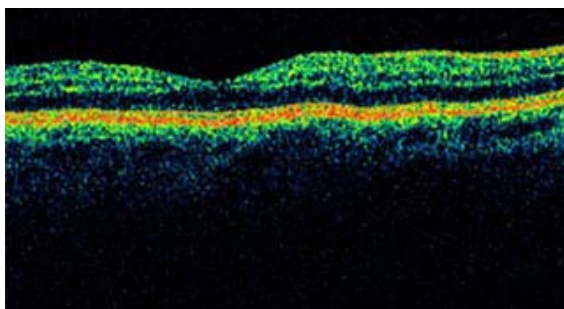


Figura 1.2: Corte histológico de la retina obtenido con OCT [URL2].

1.2. Antecedentes del sistema oftalmoscópico de doble paso

El sistema oftalmoscópico de doble paso se ha usado durante las últimas décadas para estimar la calidad óptica del ojo humano [Artal et al., 1993; Artal et al., 1995b]. Esencialmente, este método emplea la luz reflejada en la retina de una fuente puntual. El termino doble paso aparece por primera vez en 1955 en un trabajo titulado *Doble traversée de l'oeil* publicado por Flamant [Flamant, 1955]. El diseño original usaba una lámpara como fuente de iluminación (test lineal), una lamina semirreflejante para transmitir la luz en el primer paso y reflejarla en el segundo, dirigiéndola hacia a una placa fotográfica donde quedaba registrada la imagen.

Sin embargo, el término “imagen aérea” o de “doble paso” no fue introducida hasta 1962 por Westheimer y Campbell [Westheimer & Campbell, 1962], en cuyo sistema experimental usaron un fotomultiplicador para el registro de imagen. En 1981 se sustituyó el test lineal por una fuente puntual y la lámpara por un láser He-Ne [Arnulf et al., 1981]. Seis años después se la videocámara tomó el relevo como sistema de registro [Santamaría et al. 1987], hasta que finalmente se sustituyó por una cámara CCD [Artal, et al., 1995b]. La Figura 1.3 presenta la primera imagen de doble paso obtenida con una fuente puntual. Por su parte la Figura 1.4 presenta una imagen retiniana de DP típica registrada con este sistema para un sujeto joven normal.

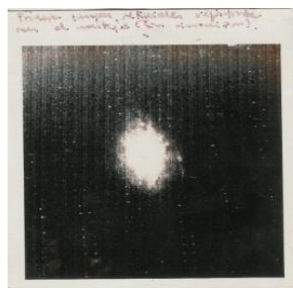


Figura 1.3: Primera imagen de doble paso utilizando una fuente puntual (cortesía de Pablo Artal).

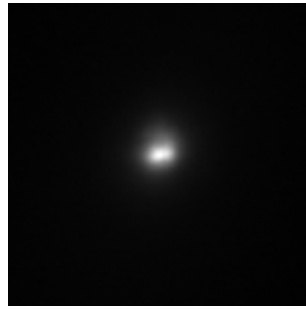


Figura 1.4: Ejemplo de imagen retiniana de paso en un ojo joven sano para un diámetro pupilar de 5 mm [Castro Torres, 2008].

En la Figura 1.5 se muestran un esquema del sistema oftalmoscópico de doble paso en una de sus configuraciones más actuales (similar a la utilizada en este trabajo y que se describe en el Capítulo 2).

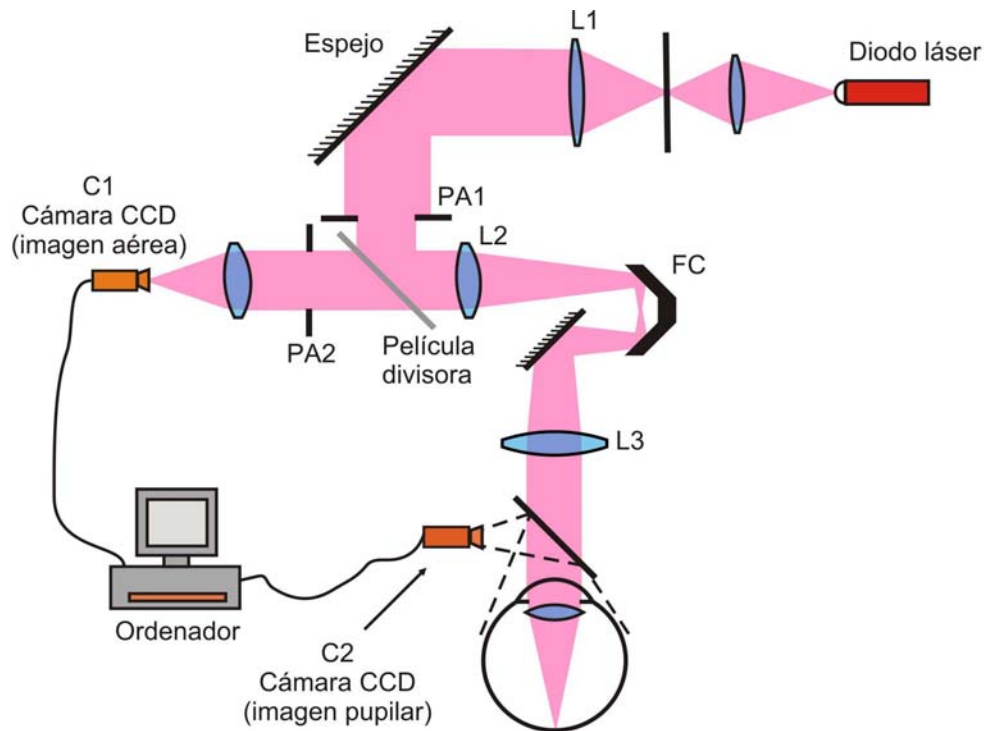


Figura 1.4: Esquema básico de un sistema de doble paso. L1, L2 y L3: lentes; PA1 y PA2, pupilas artificiales; FC, sistema Badal corrector de foco (controla la posición relativa entre L2 y L3); PA1 funciona como diafragma de apertura en el camino de iluminación (primer paso). PA2 actúa como diafragma de apertura para el segundo paso por estar también conjugado con el plano pupilar; si el diámetro pupilar fuese mayor que PA2, entonces éste actúa como pupila de salida efectiva. Un objetivo es el responsable de que la imagen final (aérea o de doble paso) se sitúe sobre la cámara C1. La cámara C1 se utiliza para el control del centrado pupilar del sujeto durante la medición.

1.3 Calidad de la imagen retiniana de doble paso

La calidad de la imagen retiniana de doble paso puede verse afectada por diversos factores tales como el tamaño de la pupila, la acomodación, la edad, la ametropía, la polarización... También las patologías oculares y la cirugía (corneal, de cristalino y retiniana) pueden influir en ésta. En cualquier caso, en cualquier imagen de doble paso hay dos contribuciones fundamentales: las aberraciones y el *scattering* (término tomado directamente del inglés).

Las aberraciones afectan a la parte central de la imagen, pudiendo variar su forma y extensión. En general, cuanto más extensa sea la parte central, peor será la calidad de imagen. Las aberraciones modifican la forma del frente de onda (Figura 1.6). Así un frente de onda plano que llega a ojo, si éste fuera perfecto (limitado por difracción) se transformaría en un frente de onda esférico y la imagen sobre la retina sería un disco de Airy. Sin embargo esto no así, sino que el frente de onda plano se transforma en un frente de onda aberrado y la imagen sobre la retina es una “mancha”, tanto más grande cuanto más aberrada sea la óptica del ojo en cuestión. De forma muy genérica, se define la aberración de onda como la diferencia de camino óptico en el plano de la pupila de salida (del ojo) entre el frente onda ideal y el real.

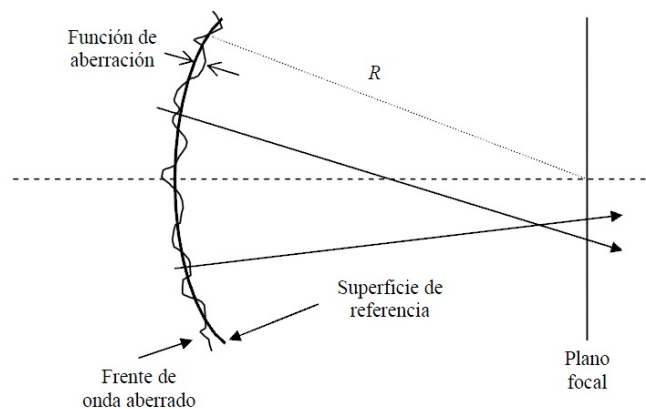


Figura 1.6: Frente de onda y aberración.

En el ojo humano la principal fuente de aberraciones es la córnea [Artal et al., 2001] y cristalino compensa parcialmente las aberraciones producidas por la córnea (en sujetos jóvenes). La lágrima contribuye en mucha menor medida [Tutt et al., 2000]. El presente se centra en sujetos jóvenes y sanos. En este tipo de sujetos, los estudios muestran que las aberraciones más frecuentes son desenfoque y astigmatismo [Bradley et al., 2001].

El instrumento de medida de aberración ocular más extendido es el sensor de frente de onda Hartmann-Shack. No entraremos en detalles sobre este instrumento, aunque debido a su

importancia y como ejemplo cualitativo se ha optado por mostrar en la Figura 1.7 una imagen de Hartmann-Shack y la aberración de onda calculada a partir de ella.

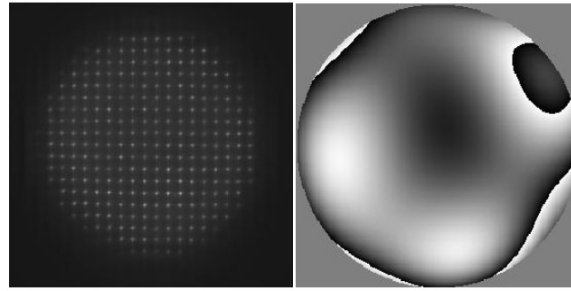


Figura 1.7: Imagen registrada con un sensor de Hartman-Shack (izquierda) y el correspondiente frente de onda obtenido (derecha).

Por su parte, el término *scattering* se ha tomado directamente del inglés y su origen se debe a multitud de factores, tales como la reducción de la transparencia de los medios, cambios no homogéneos en el índice de refracción, etc. El efecto es que la luz al pasar por los diferentes medios oculares pierde su direccionalidad y se dispersa, originando un halo de luz difusa alrededor de la imagen retiniana. En la imagen de doble paso el scattering se localiza por tanto en la zona periférica (“colas”), de forma que cuanto mayor la cantidad de luz en las colas, peor será la calidad de la imagen.

En el ojo la principal fuente de scattering es debida a la pérdida de transparencia del cristalino (catarata). En un ojo joven y sano la relación la porción de luz que sufre scattering es de un 5%, de la que más de la mitad es responsable el cristalino [Miller & Benedeck, 1979]. En la córnea el scattering se debe a una pérdida de la transparencia corneal causado principalmente por una ordenación anómala de las fibras de colágeno del estroma, aunque para una cornea normal la luz difundida por las fibras apenas alcanza el 2 % [Hart & Farrel, 1969]. Los humores y las alteraciones de la lágrima [Albarran et al., 1997] son factores menores.

Una forma objetiva de cuantificar la cantidad de scattering es separando las contribuciones de scattering y aberración de la imagen aérea usando conjuntamente un sistema de doble paso y un aberrómetro Hartmann-Shack [Díaz-Doutón et al., 2006]. Otro más reciente utiliza el denominado Índice de Scattering Objetivo (OSI), definido como la relación entre la cantidad de luz en las colas y la zona central de la imagen de doble paso. En la Figura 1.8 se muestran imágenes de doble paso con diferentes valores del parámetro OSI.

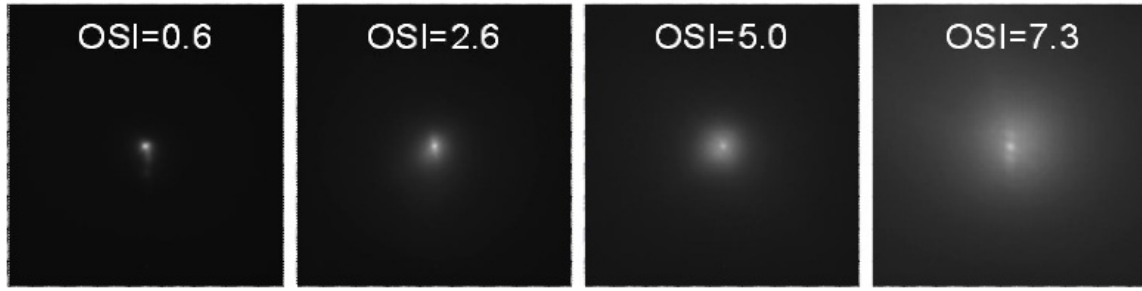


Figura 1.8: imágenes de doble paso para 4 ojos con diferentes valores de OSI. Se observa como el valor OSI cuantifica el scattering [Pérez Sánchez, 2009].

En la Figura 1.9 se pueden apreciar las imágenes de DP (y las MTF asociadas, del inglés *Modulation Transfer Function*) para los casos de un ojo dominado por aberraciones (ojo joven) y para otro en el que además de las aberraciones, tiene el efecto del scattering (ojo de un sujeto de edad avanzada).

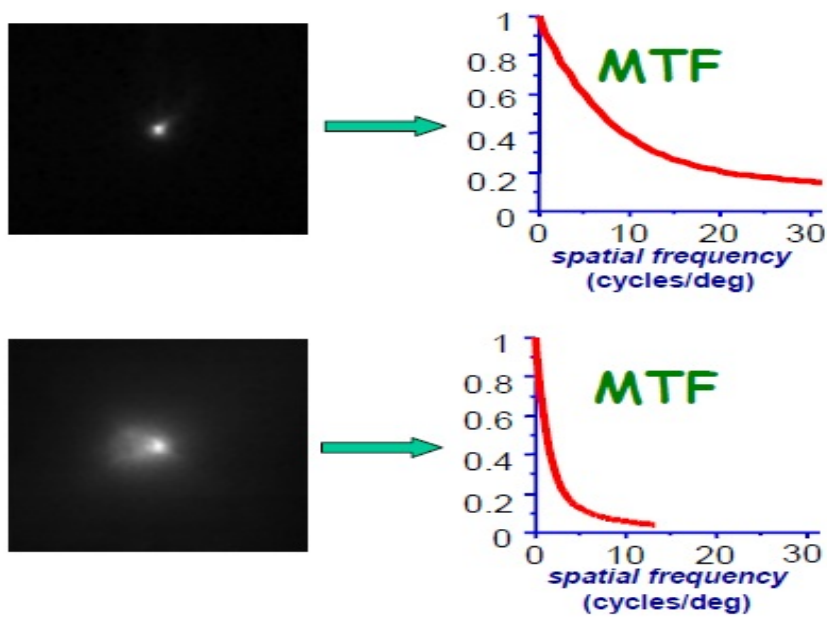


Figura 1.9: Imágenes de DP y las correspondientes MTFs para un sujeto joven con influencia exclusivamente de aberraciones (arriba) y un sujeto de edad avanzada con influencia de aberraciones y scattering (abajo).

1.3.1. Factores que limitan la calidad de la imagen retiniana

A continuación se muestra de forma somera uno a uno los factores que afectan a la calidad de imagen retiniana y que se citaron anteriormente.

Tamaño pupilar

La Figura 1.10 presenta dos imágenes retinianas de doble paso en el mismo sujeto con tamaños pupilares de 3 y 5 mm. Se observa cómo la calidad de imagen mejora al disminuir la pupila, de la misma forma en que aumenta la agudeza visual con el uso de agujero estenopeico (siempre descartando la presencia de patologías oculares).



Figura 1.10: Imágenes de doble paso en un mismo sujeto para pupilas de 3 (izquierda) y 5 mm (derecha).

Edad

En la Figura 1.11 se puede observar como la extensión de la imagen de doble paso aumenta con la edad, disminuyendo por tanto la calidad de imagen. También la difusión aumenta notablemente con la edad debido a los cambios fisiológicos que sufre el cristalino.

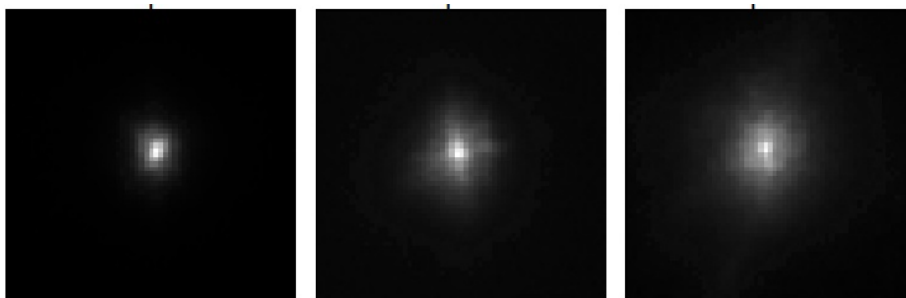


Figura 1.11: Imágenes de doble paso promediadas para grupos de 20 sujetos con edades en los periodos 20-30 años (izquierda), 40-50 años (centro) y 60-70 años (derecha) [Guirao, 1998].

Ametropía

Como muestra claramente la Figura 1.12, a mayor ametropía (desenfoque) mayor la extensión de la imagen de doble paso respecto a la imagen de mejor foco y por tanto peor calidad de imagen.

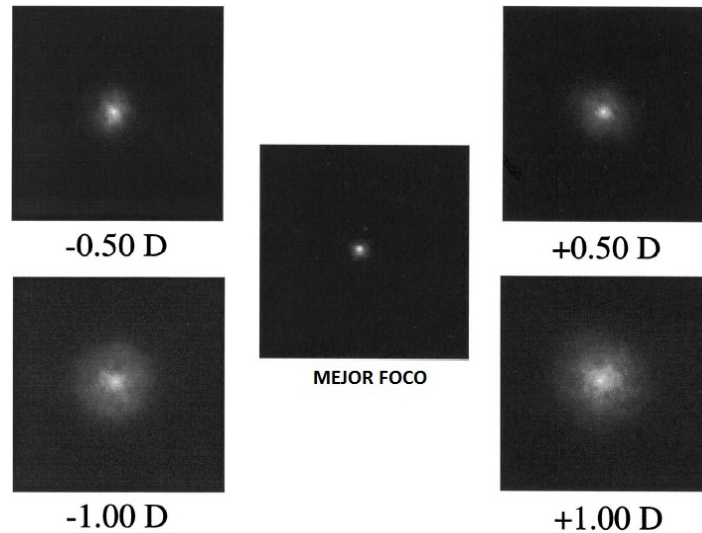


Figura 1.12: Imágenes de doble paso para distintos valores de desenfoque (adaptado de [Villegas et al., 2002])

Acomodación

El proceso acomodativo puede producir cambios en la aberración ocular [Kruger et al., 1997]. Ya que el ojo cambia su óptica ocular con la acomodación, las aberraciones pueden cambiar de un estado acomodativo a otro, afectando por tanto a la calidad de imagen retiniana. En la Figura 1.13 se muestra una secuencia de imágenes de doble paso para diferentes estados acomodativos. Se puede apreciar el cambio de calidad y cómo la calidad de imagen retiniana disminuye conforme aumenta el error acomodativo.

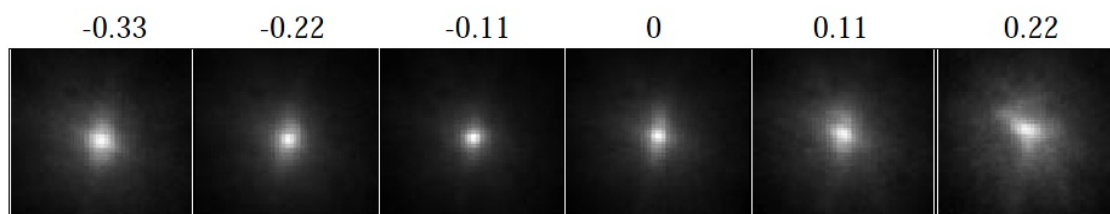


Figura 1.13: Imágenes de doble paso en un sujeto joven para diferentes errores acomodativos (en D, números sobre cada imagen [López-Gil et al., 1998]).

Patologías oculares

La calidad de la imagen retiniana se ve reducida con la presencia de patologías oculares. En particular la Figura 1.14 compara la imagen de doble paso de un ojo normal y otro con queratitis. Esta patología conreas provoca tanto una aumento en la extensión de la parte central de la imagen (aberraciones) como del scattering (luz en las colas).

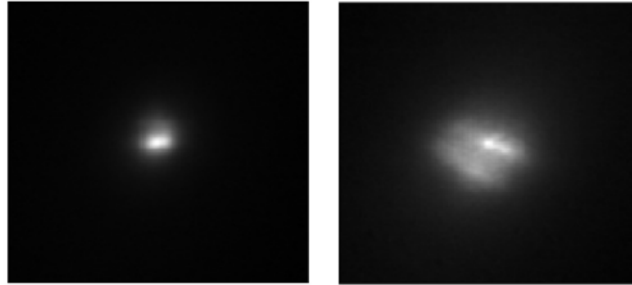


Figura 1.14: Imágenes de doble paso para un ojo normal (izquierda) y un ojo con queratitis (derecha) [Jiménez et al., 2008].

Un ejemplo de imagen de doble paso para el caso de degeneración macular asociada a la edad se muestra en la Figura 1.15.

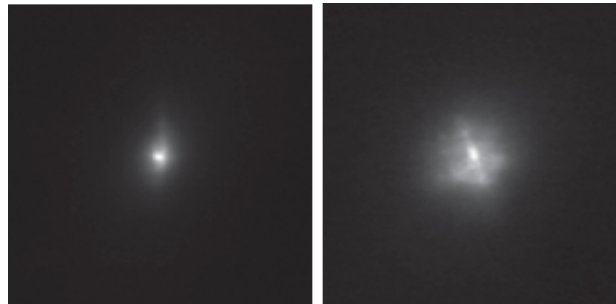


Figura 1.15: Imágenes de doble paso para un ojo normal (izquierda) uno con degeneración macular [Ortiz et al., 2010].

Cirugía

La intervención quirúrgica para la eliminación de la catarata y la sustitución de esta por una lente intraocular trae asociados cambios en la calidad de la imagen retiniana (como se observa en la Figura 1.16) pues desaparece la fuente principal de scattering.

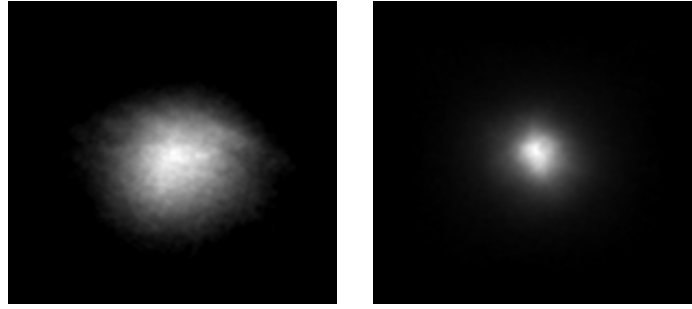


Figura 1.16: Imágenes de doble paso para un ojo con catarata (pre-cirugía, izquierda) y el mismo ojo tras la intervención (lente intraocular implantada, derecha) [Díaz-Doutón et al., 2006].

En la Figura 1.17 se presentan imágenes de doble paso obtenidas antes y después de cirugía LASIK, junto con las correspondientes MTF (del inglés *Modulation Transfer Function*) para distintos tamaños de pupila.

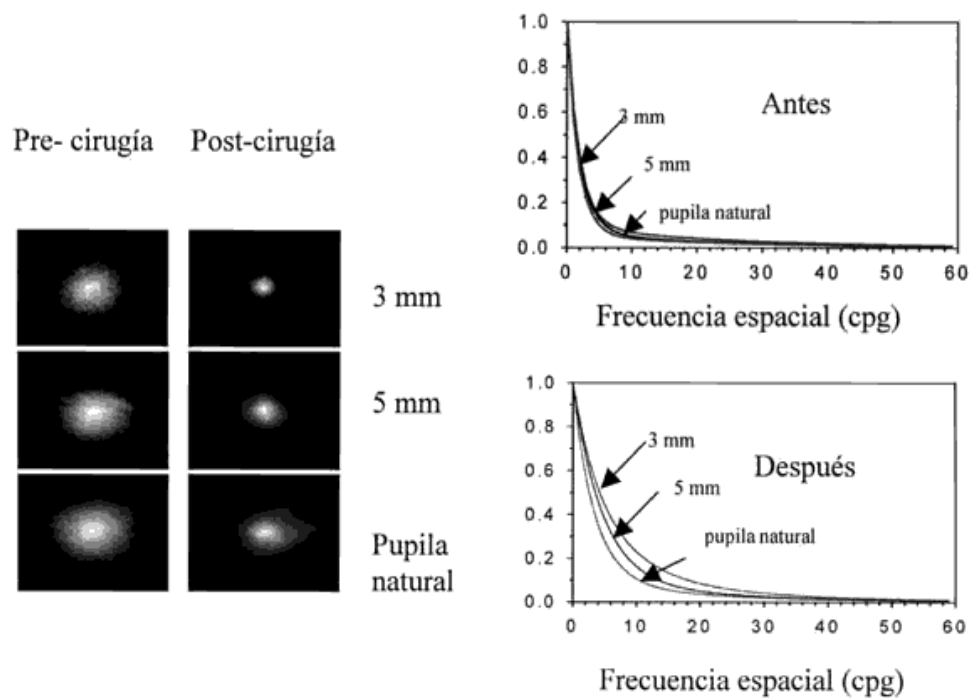


Figura 1.17: Imágenes de doble paso y MTFs antes y después de cirugía LASIK. Los resultados corresponden a los promedios de 9 sujetos antes y 6 tras la cirugía [Díaz-Doutón et al., 2006].

1.4. Polarización ocular y reflexión retiniana

1.4.1. Imagen de doble paso y polarización

Actualmente se usan técnicas de diagnóstico en oftalmología basadas en la medida de los cambios del estado de polarización de la luz en la retina [Drehel et al, 1992]. Tales sistemas registran la imagen que tras reflejarse en la retina es registrada para su estudio. Habitualmente la configuración que genera los estados de polarización de entrada y salida en el sistema oftalmoscópico consiste en polarizadores lineales [Williams et al, 1994] o cruzados. Para estudiar cómo afecta la polarización a las imágenes de doble paso en un polarímetro, habrá que evaluar cómo afecta la polarización de entrada (para salida fija), cómo afecta la polarización de salida (para entrada fija) y cómo afecta la combinación de ambas. Se ha comprobado que el estado de polarización incidente en el ojo no afecta a la calidad de imagen retiniana [Bueno & Artal, 1999; 2001; Bueno et al., 2006; Bueno & Pérez, 2010] lo que implica que el ojo no puede detectar diferentes estados de polarización (Figura 1.18). Sin embargo, las distintas combinaciones de los elementos que forman las unidades generadoras y de análisis de estados de polarización pueden afectar significativamente a las imágenes de doble paso registradas [Bueno & Artal, 2001; Bueno et al., 2006]. Este efecto se comprobó en un número muy limitado de sujetos.

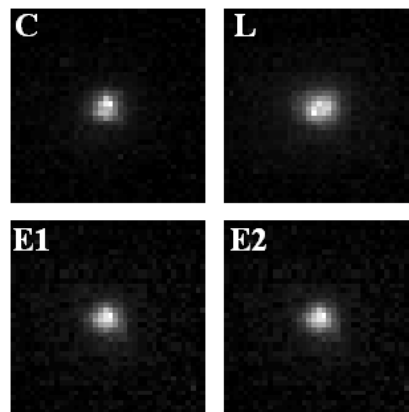


Figura 1.18: Imágenes de doble paso para cuatro estados de polarización incidentes (C, circular; L, lineal; E1 y E2, elípticos) [Bueno et al., 2006].

Para el estudio del efecto de la polarización en las imágenes de doble paso, habitualmente se usa luz infrarroja o próxima a él, evitando así el blanqueo de fotorreceptores que pueden afectar al estado de polarización de la luz que emerge del ojo [van Blokland & van Norren, 1986]. Respecto a la relación entre la longitud de onda empleada y el estado de polarización, se ha probado que para un determinado estado de polarización de entrada, la calidad de la imagen de doble paso es peor para luz infrarroja (780 nm) que para roja (633

nm) o verde (532 nm) debido a una mayor cantidad de scattering registrado [Bueno & Pérez, 2010].

1.4.2. Polarización en las estructuras oculares

El ojo presenta propiedades de polarización tales como birrefringencia, despolarización o dicroísmo. Sin embargo, es la birrefringencia la que más afectará al cambio del estado de polarización de la luz que entra en el ojo. A continuación se revisa de forma breve cuáles son las propiedades de polarización de las estructuras oculares y cómo éstas afectan al estado de polarización de la luz incidente

Córnea

En la córnea, el estroma está formado por capas de fibras de colágeno que presentan un determinado ángulo respecto a las fibras de capas adyacentes. Un conjunto de fibras paralelas inmersas en un medio de menor índice actúa como un cristal uniáxico con birrefringencia positiva con el eje óptico en la dirección de las fibras [Bour, 1991]. En el caso de la córnea, el índice de las fibras es 1.47, frente a 1.354 de la sustancia fundamental que las rodea [Maurice, 1969].

En 1987, se mostró que la cornea actúa como un cristal biáxico, con el eje principal (eje rápido) perpendicular a la cornea y el eje lento en dirección nasal inferior, [van Blokland & Verhelst, 1987]. Más tarde se comprobó que la cornea en su parte central se comporta como un retardador lineal fijo con el eje lento en dirección nasal inferior [Bueno, 2000; Knighton & Huang, 2002]. En las zonas excéntricas, se comporta como un cristal uniáxico inclinado con el eje óptico perpendicular a la superficie [Bueno & Vargas-Martín, 2002]. Para que tales comportamientos sean compatibles ha de cumplirse que la cornea se comporte como un cristal biáxico con dos ejes lentos, uno paralelo al plano corneal que afectaría a la parte central y otro perpendicular que afectaría a la periferia y en incidencias de ángulos grandes.

Cristalino

El retardo que introduce en la luz el cristalino es mucho menor que en la cornea [Bour, 1991]. Las primeras medidas en vivo se realizaron en 1991 por Brink [Brink, 1991] calculando los parámetros de birrefringencia corneal para 2 estados acomodativos (0 y 5 D) concluyendo que en el cristalino la birrefringencia intrínseca y de forma (debida a que el espesor de fibras de la capsula es mayor que la longitud de onda visible) se cancelaban entre sí, ya que no se veía afectada por la acomodación y que por tanto el retardo total introducido

por el cristalino es mínimo. En 2003, Bueno y Campbell comprobaron que el retardo que introduce el cristalino es significativamente menor que el de la cornea y que además la contribución del dicroísmo es pequeña [Bueno & Campbell, 2003]. La propiedad de polarización más relevante es la despolarización (scattering), que en edades avanzadas puede llegar al 35 %.

Retina

Las propiedades de polarización más importante de la retina es la birrefringencia. En particular, la capa de fibras del nervio óptico exhibe birrefringencia a causa de su estructura [Dreher et al., 1992], formando una disposición radial entorno a papila óptica. Las fibras del nervio óptico pueden considerarse como una capa de cilindros paralelos perpendiculares a la superficie retiniana, como se esquematiza en la siguiente figura:

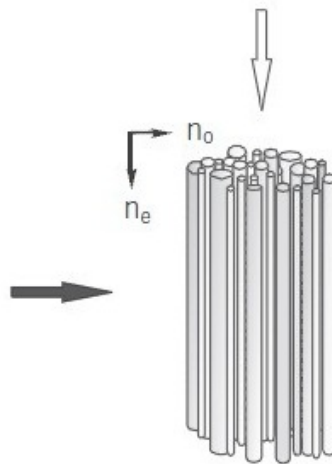


Figura 1.19: Modelo de birrefringencia en las fibras nerviosas que rodean la cabeza del nervio óptico.

Esta disposición hace que se comporte como un cristal uniáxico, con el eje óptico paralelo a los cilindros y perpendicular a la luz incidente, de manera que el índice de refracción puede ser mínimo para la componente del campo eléctrico que es perpendicular a las fibras del nervio óptico y máximo para la componente paralela.

La disposición de las fibras del nervio óptico es similar a la disposición de las fibras de la cornea, solo que el tamaño de las fibrillas corneales es menor que la longitud de onda incidente (permitiendo su transparencia) mientras que las fibras del nervio óptico son mayores. [Hogan et al., 1971] hay varios estudios *in vivo* de la birrefringencia retiniana [van Blokland, 1985] y [Dreher et al., 1992]

La birrefringencia en la capa de fibras que rodean la cabeza del nervio óptico se usa en el diagnóstico clínico del glaucoma [Weinreb et al., 1990; Drehel et al., 1992; Reiter & Drehel, 1998], pues la pérdida de birrefringencia (retardo) está directamente relacionado con la reducción del espesor de las fibras nerviosas (pérdida de axones). La birrefringencia en la zona de la mácula se usa en la medida de estrabismos [Hunter et al., 2003].

1.4.3. Reflexión Retiniana

Los primeros investigadores en polarización ocular pensaban que al introducir luz polarizada, ésta sufría despolarización. No obstante, lo que ocurría es que confundieron la luz elípticamente polarizada con luz despolarizada. [Van Blokland, 1985]. Estudios más recientes han mostrado que parte de la polarización se mantiene, y que la orientación de la elipse de polarización de la luz de salida puede verse modificado por la birrefringencia. Usando elipsometría de matrices de Mueller, van Blokland y van Norren encontraron que la conservación de la polarización en fovea disminuía según aumentaba la longitud de onda y que la polarización de la luz se preservaba aproximadamente en un 90 %. [van Norren & van Blokland, 1986].

La luz que llega al fondo de ojo sufre reflexión en la membrana limitante interna (primera capa de la retina), mientras que la luz que llega a las restantes capas sufre scattering. Cuando se produce el esparcimiento, la luz que se refleja hacia atrás sufre despolarización, sin embargo la luz que ha sido reflejada en la primera capa retiniana mantiene el estado de polarización, pudiendo mejorarse la calidad de imagen retiniana restando la imagen obtenida con luz polarizada de la obtenida con luz despolarizada [Burns et al., 2003]. En los fotorreceptores, parte de la luz se absorbe y el resto se propaga hasta el epitelio pigmentario donde se produce absorción a través de la melanina. Esta absorción impide que la luz se refleje en las capas posteriores. Aunque se produzca fuerte absorción cierta cantidad de luz se transmite hasta la coroides.

La retina presenta una interacción con la luz polarizada distinta a la córnea o el cristalino. La diferencia estriba en su estructura en capas diferenciadas. Por una parte la membrana limitante interna (como ya se ha dicho) se comporta como una superficie reflectante manteniendo el grado de polarización de la luz incidente. El epitelio pigmentario y la membrana de Bruch exhiben cierto grado de birrefringencia induciendo un retardo aleatorio entre las componentes del campo eléctrico. Aunque existe diferencia entre estas capas ya que el epitelio pigmentario mantiene el grado de polarización incidente y la membrana de Bruch despolariza de la luz. La capa que contiene las fibras de Henle también

presenta birrefringencia, al igual que la capa de fibras nerviosas. [Morgan et al., 1998; Pircher et al., 2004].

La despolarización está relacionada con el scattering y se produce cuando la luz encuentra variaciones en el índice de refracción. En el proceso visual el scattering es importante puesto que reduce el contraste de las imágenes que se forman sobre la retina. Sin embargo para la observación del fondo ocular afectan por igual tanto el scattering en el sentido de propagación de la luz (*forward scattering*) como la que se produce en sentido contrario (*backward scattering*). Las causas de dispersión en el ojo humano en cuanto a la luz retrodispersada son: opacidades en la cornea, cristalino o humor vítreo, [Hemenger, 1992], retina [Pircher et al., 2004], coroides y esclera [Delori & Pfildsen, 1989; Elsner et al., 1992]

1.4.4. Direccionalidad de la reflexión retiniana

Si la luz incidente es coherente, la polarización de la luz reflejada será la resultante de la polarización de las aportaciones de los elementos que producen scattering [Born & Wolf, 1980]. En la reflexión especular, la polarización de la luz reflejada no se modifica, mientras que en una reflexión más compleja en las estructuras birrefringentes y dicroicas, la polarización resultante seguramente sea no lineal y dependa del ángulo.

Parte de la luz que incide sobre el epitelio pigmentario de la retina vuelve a los segmentos externos de los fotorreceptores y puede ser considerada como guiada o reflexión especular [van Blokland & van Norren, 1986] el resto de la luz difundida en retina pero que no vuelve a los fotorreceptores puede ser considerada no guiada o reflexión difusa, como ilustra Figura 1.20.

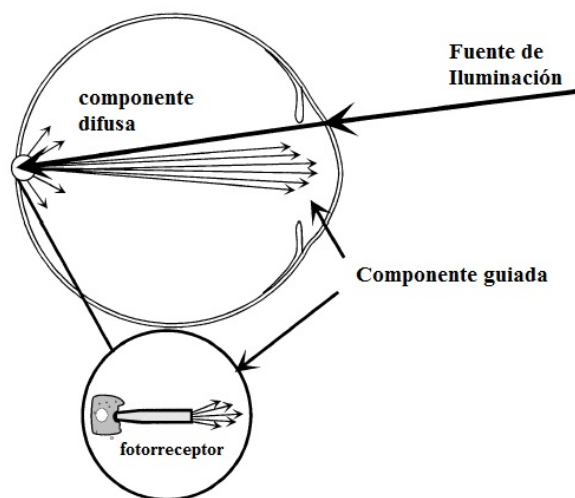


Figura 1.20: Componentes de la luz reflejada en la retina (adaptado de [Burns et al, 1995]).

En 1995 se desarrolló un sistema objetivo para medir la alineación de los conos midiendo la distribución de luz que volvía de la retina correspondiente a diferentes posiciones de una fuente puntual pequeña en el plano de la pupila tal que la distribución se ve afectada por la orientación de la luz a lo largo de los fotorreceptores [Burns et al, 1995]. Entendiendo por reflexión difusa aquella en la que la luz incide sobre una superficie en la que sus partículas están orientadas de forma aleatoria y por tanto las reflexiones se distribuyen de forma aleatoria; y por reflexión especular aquella que se produce cuando la luz incide sobre una superficie regular, como puede observarse en la Figura 1.21.

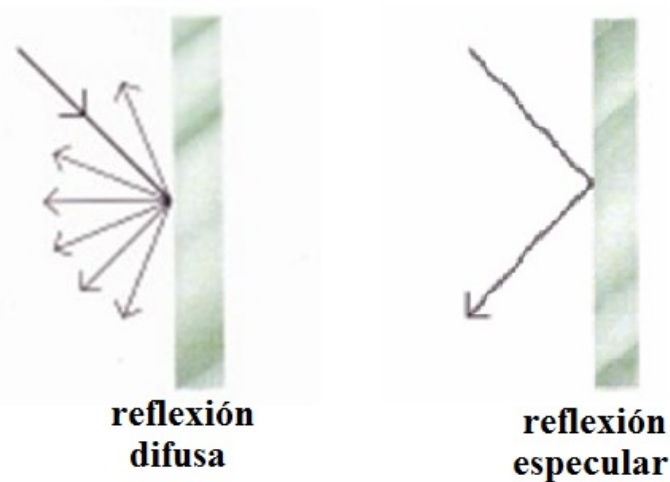


Figura 1.21: Reflexión difusa y especular.

En la siguiente figura se presenta una adaptación de un modelo de reflexión retiniana de van Blokland y van Norren (1986), revisada por A. Roorda en 1996 [Roorda, 1996]. La figura muestra la luz incidente en la retina y dispersada por varias estructuras. Cada ruta de reflexión de la luz está marcada con una letra (A-G). Las letras con asterisco presentan las reflexiones del modelo original [van Blokland & van Norren, 1986]. Esta adaptación tiene en cuenta la reflexión especular y la luz que llega más allá del epitelio pigmentario. Se muestra la membrana limitante interna (MLI), un fotorreceptor y el epitelio pigmentario de la retina (EPR). Veamos el significado de cada letra:

- A)** Reflexión especular en la MLI. Esta componente es importante para ojos jóvenes aunque disminuye con la edad, no afecta al blanqueo de fotorreceptores.
- B)** La luz llega hasta el fotorreceptor, se refleja en el EPR y vuelve a salir del fotorreceptor. Se trata de una reflexión direccional que aumenta con el blanqueo de fotorreceptores. El

blanqueo del pigmento, sin embargo, no afecta cuando la luz que refleja es infrarroja o próxima al infrarrojo.

C) La luz entra en el fotorreceptor, atraviesa el EPR, se dispersa y vuelve de nuevo al fotorreceptor. Ésta es una componente direccional que puede ser afectada por el blanqueamiento, pero fundamentalmente es una ruta para el acceso a las capas profundas de la retina en las longitudes de onda roja e infrarroja.

D) La luz entra al fotorreceptor y se dispersa fuera, el blanqueamiento afecta a esta componente sólo a la incidencia.

E) La luz no entra en el fotorreceptor en el camino de incidencia ni en la dispersión y es por tanto reflexión difusa.

F) La luz entra en el fotorreceptor, atraviesa el EPR pero no vuelve a entrar en el fotorreceptor. Es una reflexión difusa que puede verse afectada por el blanqueo de fotorreceptores, excepto para luz roja e infrarroja.

G) La luz no entra en el fotorreceptor ni en el camino de entrada ni en la dispersión y por tanto el blanqueamiento del fotorreceptor no le afecta.

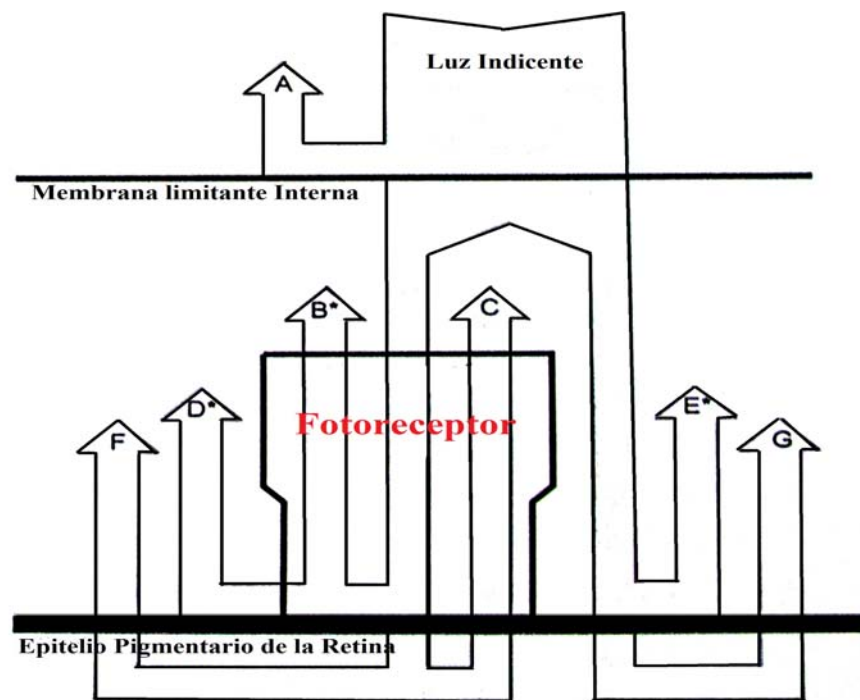


Figura 1.22: Modelo de reflexión retiniana (adaptado de [Roorda, 1996]).

1. 5. Motivación, objetivos y estructura del trabajo

El desarrollo de métodos no invasivos para el estudio del globo ocular en vivo a través de la Óptica permite la detección precoz de determinadas patologías de los medios oculares o del fondo de ojo antes de que el paciente comience a presentar síntomas. En este sentido, existe instrumentación comercial de aplicación en el ámbito clínico con el fin de obtener y analizar imágenes de retina, como es el caso de los oftalmoscopios. Aunque el ojo humano no pueda distinguir diferentes estados de polarización, introduce cambios en el estado de polarización de la luz incidente debido fundamentalmente a las propiedades de birrefringencia [van Blokland, 1985; Bueno, 2000] y scattering (o despolarización [Bueno, 2001; Bueno et al., 2009]). A día de hoy la birrefringencia de la capa de fibras nerviosas que rodean la cabeza del nervio óptico se usa para la detección precoz de glaucoma [Huang, 2006]. Por tanto, cabe pensar que todo sistema basado en registrar imágenes de la retina puede verse afectado por la polarización.

El presente trabajo tiene un objetivo fundamental: el estudio del efecto de la polarización en el camino de registro (o de salida) de un imágenes de DP sobre la calidad de imagen retiniana en sujetos jóvenes. Para ello se han analizado imágenes de DP registradas con diferentes estados de polarización de salida utilizando diferentes parámetros de calidad óptica calculados directamente sobre las imágenes.

Para ello se ha implementado un polarímetro de imagen en DP en el cual el estado de polarización de la luz que incide sobre el ojo es fijo (lineal) y la salida variable. En un conjunto de sujetos jóvenes se han registrado imágenes de doble paso para varios estados de polarización de salida independientes y se analizado su calidad mediante diferentes parámetros de calidad

La presente memoria está estructurada en cuatro capítulos que se describen de forma somera a continuación.

-El Capítulo 1 que aquí acaba tiene un carácter introductorio donde se presenta un repaso de las estructuras oculares. También se ha incluido una revisión bibliográfica sobre el sistema de DP y cuáles son los factores que influyen en la calidad de imagen retiniana. Finalmente se han descrito las propiedades de polarización ocular y el fenómeno de la reflexión retiniana.

-El Capítulo 2 presenta los métodos empleados en este estudio. Se describe en detalle el polarímetro de imagen en DP desarrollado para este trabajo y la obtención de los estados independientes de polarización de salida y el procedimiento experimental seguido. Finalmente se describen de los parámetros utilizados para la evaluación de la calidad de imagen retiniana.

- El Capítulo 3 muestra los resultados obtenidos, teniendo como base el cálculo de todos los parámetros de calidad de imagen retiniana descritos en el capítulo anterior.
- En el Capítulo 4 se resumen las principales conclusiones del trabajo.
- En el Apéndice se muestran datos adicionales sobre los parámetros de calidad óptica y los estudios estadísticos correspondientes a cada parámetro.

CAPÍTULO 2

Métodos

2.1 Sistema Experimental: Polarímetro de imagen en doble paso

El sistema usado en este trabajo es un sistema oftalmoscópico de DP similar al desarrollado por J. M. Bueno en 2001 [Bueno, 2001]. Un esquema de dicho dispositivo se muestra en la Figura 2.1. Como fuente de iluminación se utiliza un diodo láser infrarrojo colimado que emite a longitud de onda de 780 nm. El haz colimado atraviesa una pupila artificial de 1.5 mm (AP1, que sirve de fuente puntual) y un polarizador lineal (P1). En el caso que nos ocupa el eje de transmisión de P1 está colocado en posición vertical. La luz polarizada verticalmente se refleja en una lámina separadora (o divisor de haz, LS) y entre en el ojo del sujeto. Sobre la retina se forma la imagen de la fuente puntual. Esta imagen es justamente la PSF (del inglés *Point Spread Function*) del ojo y habitualmente se designa como O').

En camino de salida (segundo paso) la luz que procedente del fondo del ojo atraviesa de nuevo LS y un corrector de foco (CF). Este CF está diseñado para corregir la ametropía esférica de sujeto y esencialmente es un sistema Badal compuesto por dos dobletes acromáticos L1 y L2, y tres espejos (E1, E2 y E3). La corrección de la ametropía esférica depende de la posición relativa de L1 y L2 que, como se indica en el apartado 2.2, varía debido a que M2 y M3 está colocados sobre un raíl móvil. Si el sujeto presenta astigmatismo se utiliza una lente de prueba delante del ojo con la corrección cilíndrica (potencia y eje) necesaria.

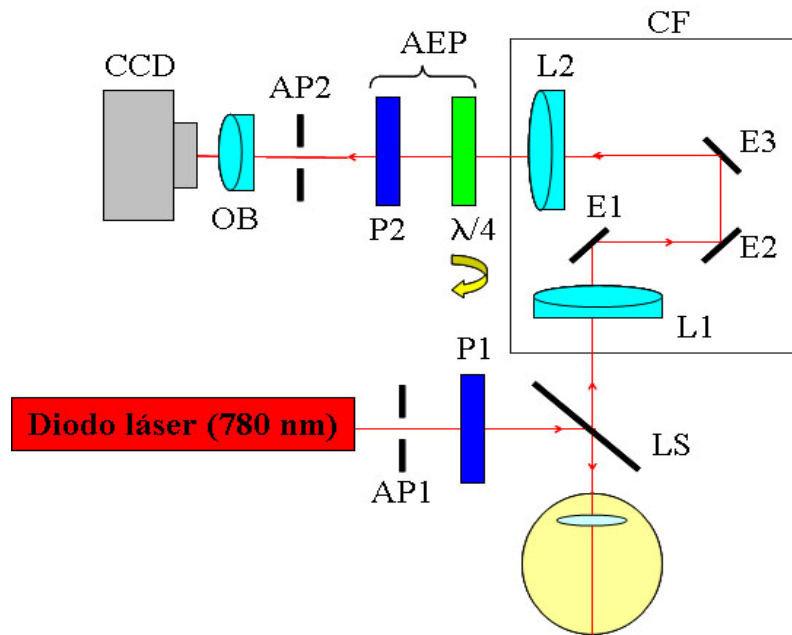


Figura 2.1: Esquema del polarímetro de imagen en DP. P1 y P2, polarizadores lineales; LS, divisor de haz; CF, sistema Badal para corrección de ametropías esféricas; AEP, unidad analizadora de estados de polarización; AP1 y AP2, diafragmas; OB, lente objetivo.

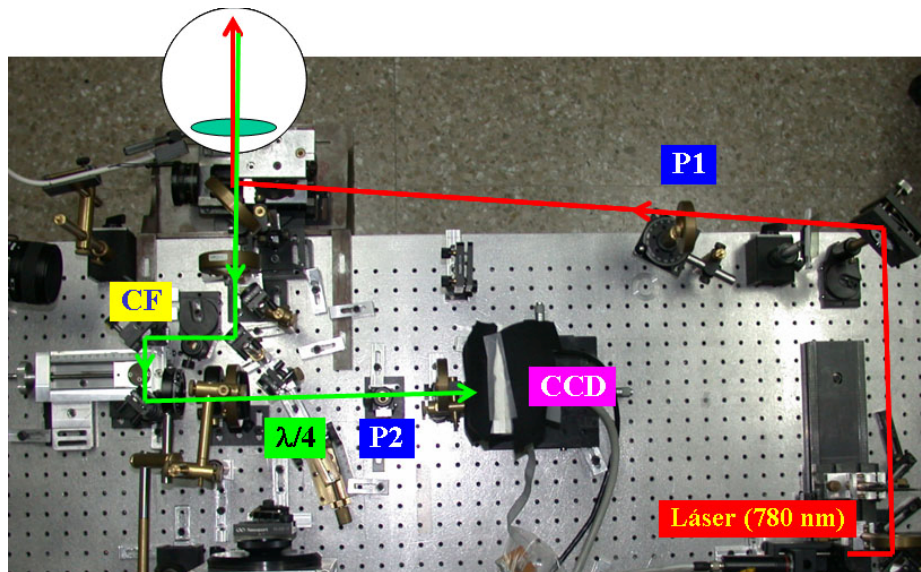


Figura 2.2: Fotografía del sistema experimental desarrollado en el LO-UM.

Tras pasar por CF, el haz llega hasta la unidad analizadora de estados de polarización (AEP) que está formada por una lámina retardadora de $\lambda/4$ rotatoria y un polarizador lineal vertical (P2). La lámina $\lambda/4$ modifica el estado de polarización de la luz que llega y P2 lo transforma de nuevo en vertical. Al salir de AEP el haz atraviesa el diafragma AP2 que limita su tamaño a 5 mm de diámetro. Finalmente un objetivo (OB) de 50 mm de focal hace que la imagen final se forma sobre la cámara CCD. Esta es la imagen denominada de “doble paso”

(que habitualmente se designa por O'' o I_{DP}). AP1 y AP2 están ópticamente conjugados con la pupila del observador. La Figura 2.2 muestra una fotografía del sistema experimental.

El hecho de que la lámina $\lambda/4$ de la AEP pueda rotar en el plano perpendicular a la dirección de propagación de la luz hace que se generen estados de polarización independientes. En particular, para este trabajo se generan 4 estados independientes, que corresponden a 4 orientaciones diferentes del eje rápido de la lámina combinadas con el polarizador lineal vertical P2. Estos estados de polarización son los que se usan en este trabajo y se muestran esquemáticamente en la Figura 2.3.

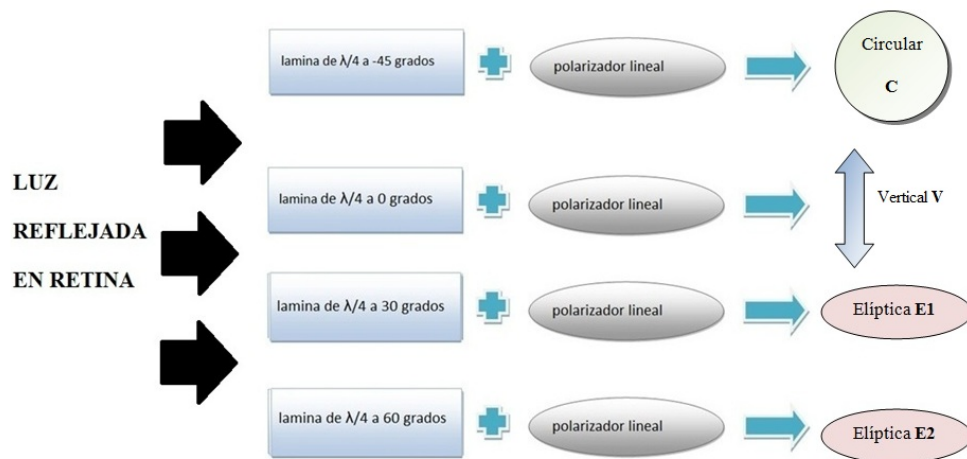


Figura 2.3: Estados de polarización independiente generados en AEP. C, circular; V, lineal vertical; E1 y E2, elípticos.

El polarímetro de imagen desarrollado permitirá estudiar los efectos sobre la calidad de la imagen de DP registrada sobre la CCD por los cambios en el estado de polarización en el segundo paso (es decir, en el camino de registro).

2.2 Corrección de la ametropía esférica en el sistema de doble paso

Como se ha descrito en el apartado anterior y se puede observar en las Figuras 2.1 y 2.2, con el objeto de que la imagen O'' sobre la CCD esté conjugada con la retina del observador, se dispone de un sistema Badal [Badal, 1876] formado por dos lentes convergentes (L1 y L2) y tres espejos planos (M1, M2 y M3).

L1 y L2 tienen la misma focal ($f_1' = f_2' = f_{\text{Badal}} = 100$ mm) y por tanto proporcionan aumento visual igual a la unidad. M2 y M3 están montados sobre un soporte móvil permitiendo variar la posición relativa de los dobletes con un doble objetivo: (1) corregir la ametropía esférica del sujeto y (2) evitar el desenfoque causado por el sistema Badal formado solo por lentes. Es decir, CF se considera como un sistema Badal modificado pero con menor

error experimental en el desenfoque. El desplazamiento relativo (x) entre L1 y L2 en función de la refracción (R , en dioptrías) verifica la ecuación:

$$x = f_{Badal}^2 \cdot R$$

Puesto que la focal de las lentes es de 100 mm, un desplazamiento de 1 cm entre L1 y L2 equivale a una corrección de 1 D.

2.3 Tamaño de las imágenes de doble paso. Campo angular sobre la retina

Teniendo en cuenta el tamaño del pixel de la CCD utilizada y las focales de L2, L3 y OB, a continuación se calcula cuál es la correspondencia entre el tamaño de la imagen de DP y el área real que subtiende sobre la retina del observador.

Teniendo en cuenta la Figura 2.4, conociendo la focal del objetivo de la CCD (50 mm), el campo angular α sobre la retina que subtiende un pixel (9 μm) de la CCD corresponde a un ángulo sobre la retina que se calcula simplemente como [Drasdo & Fowler, 1974]:

$$\text{tg } \alpha = \frac{1 \text{ pixel}}{f_0'} \quad \Rightarrow \quad \alpha = \text{artg } \frac{1 \text{ pixel}}{f_0'} = 1,3'$$

Finalmente el tamaño angular de la imagen de DP podemos calcularlo sin más que convertir de pixel a grados, teniendo en cuenta el tamaño en pixeles de la imagen de DP (256x256) y el tamaño de un pixel (9x9 μm). Así el tamaño total de las imágenes de DP registradas en este trabajo es de 332.8 minutos de arco (5.54°) y habitualmente se denominan imágenes de “campo extenso”.

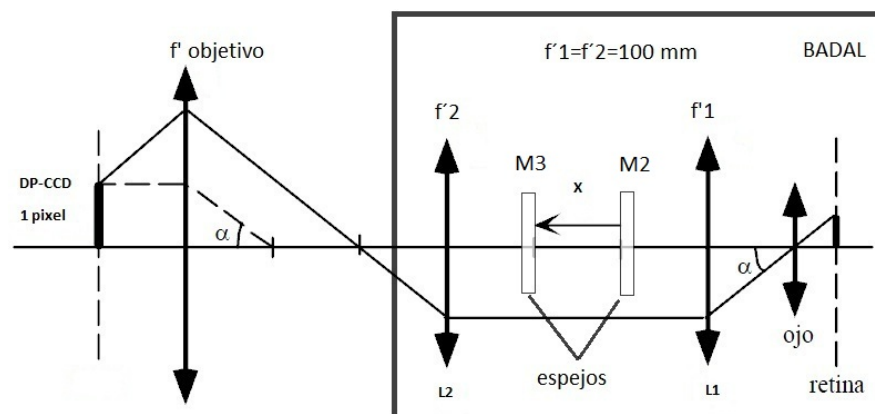


Figura 2.4: Esquema del sistema Badal usado para corregir la ametropía esférica y cálculo del tamaño de la imagen retiniana (adaptado de [Guirao, 2008]).

2.4. Procedimiento experimental

Las medidas se han realizado en 10 ojos de 9 sujetos jóvenes con edades comprendidas entre 18 y 30 años (media \pm desviación estándar = 23.8 ± 4.9). Todos ellos pasaron una revisión oftalmológica previa consistente en las siguientes pruebas: refracción (objetiva y subjetiva), examen de polo anterior y posterior, topografía corneal, biometría y medida de presión intraocular. Todos los sujetos tenían un buen estado de salud ocular y una agudeza visual (corregidas las ametropías) igual o superior a la unidad. Para el experimento se eligió al azar el ojo (derecho o izquierdo), salvo en uno de los observadores en el cual se analizaron los dos ojos. Aunque estudios previos han encontrado una relación entre la calidad de imagen de los dos ojos de un mismo sujeto [Hamer et al., 1989], en este caso concreto se apreciaron diferencias significativas.

Puesto que la acomodación puede afectar a la calidad de imagen retiniana medida con el método del DP [López-Gil et al., 1998], a cada ojo utilizado en la medida se le suministraron dos gotas de tropicamida (1%) para producir ciclopejía, con una separación de 10 minutos entre gota y gota. La toma de imágenes se realizó a los 20 minutos de haber instilado las dos gotas. Para la estabilización del sujeto durante el registro de imágenes se utiliza una impronta dental personalizada montada sobre un desplazador XYZ. En una versión posterior del instrumento se ha cambiado esta impronta por una mentonera para una mayor comodidad.

Una vez el sujeto está fijado por medio de la impronta, se le indica que mire al punto luminoso mientras se centra la pupila con respecto al haz luminoso. Para ello se utiliza una cámara auxiliar denominada de “control de pupila” (no aparece en la Figura 2.1) conectada a un monitor y un LED infrarrojo (950 nm) para iluminación. Como referencia de centrado se suele utilizar la primera imagen de Purkinje.

Se comienza corrigiendo la ametropía esférica. Para ello el sujeto desplaza el CF (espejos móviles del sistema Badal) hasta que observe la fuente puntual lo más pequeña y nítida posible. Para que el sujeto pueda realizar esta operación cómodamente, se reduce la potencia del diodo láser girando una rueda de filtros de intensidad neutros. Una vez hecho esto se comprueba que la diferencia entre el foco obtenido por el sujeto y la refracción de la revisión oftalmológica no sea significativa. Una forma alternativa de encontrar el mejor foco es registrando imágenes de DP cada 0.25 D en torno a la posición obtenida con la refracción objetiva. Se toma como foco idóneo la posición que corresponde a la imagen de mayor intensidad central. Este es el método que utiliza la versión clínica del instrumento.

Tras esta operación de centrado y la búsqueda del mejor foco comienza el registro de imágenes de DP. Se registraron series de 5 imágenes (Figura 2.5) para cada uno de los 4 estados de polarización antes citados. El tamaño de cada imagen de DP fue de 256x256 píxeles (12 bits/píxel) y el tiempo de exposición segundos. A cada imagen individual se le restó una imagen de fondo (obtenida colocando un difusor negro en lugar del ojo) para evitar que los reflejos y la luz parásita formen parte de la imagen. Tras ello se obtuvo una imagen final resultado del promedio de estas 5 imágenes sin fondo. A las 4 imágenes resultantes se les calcularon los parámetros que se describen a continuación (apartado 2.5).

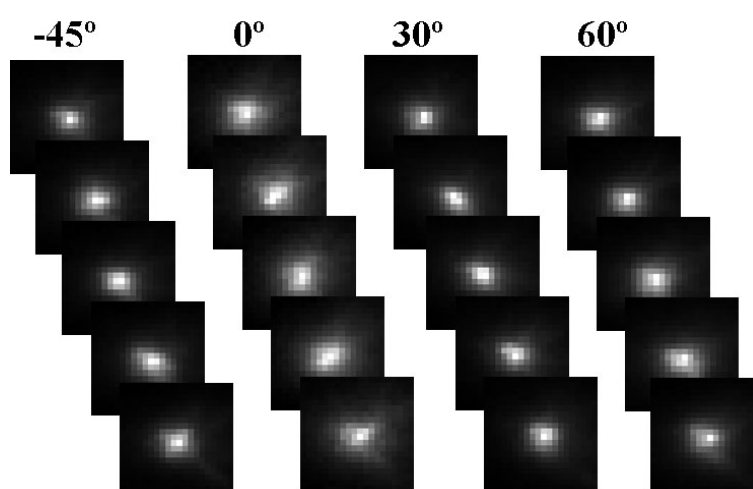


Figura 2.5: Ejemplo de series de imágenes de DP para cada estado de polarización. Los números de la parte superior indican la orientación de la lámina $\lambda/4$ (-45°: C; 0°: V; 30°: E1 y 60°: E2).

2.5. Parámetros para la estimación de la calidad de imagen retiniana

En este apartado se presentan los parámetros calculados a partir de las imágenes de DP para la estimación de la calidad de imagen retiniana en función del estado de polarización en el camino de salida. Se incluyen: MTF, Razón de Strehl, perfil radial, intensidad total, intensidad central, ancho de imagen a media altura, intensidad en las colas, parámetro de scattering e índice de despolarización. En el Capítulo 3, se ha optado por omitir los cálculos realizados para MTF y Razón de Strehl puesto que estos son los que habitualmente se encuentran en la literatura. En este trabajo se ha preferido darle mayor peso al análisis de los parámetros calculados directamente sobre la imagen de DP.

2.5.1. Cálculo de la MTF. Razón de Strehl

La MTF es uno de los parámetros más conocidos empleados en el estudio de la calidad de sistemas ópticos. Lo más habitual es calcular la MTF radial a partir del promedio de los perfiles radiales de la MTF bidimensional para diferentes ángulos. Conocida la imagen de DP

(I_{DP}) la MTF se calcula como la raíz cuadrada del módulo de la transformada de Fourier de esta imagen:

$$MTF_{2D} = \sqrt{|TF(I_{DP})|}$$

Dada esta MTF, el punto donde se hace nula se denomina frecuencia de corte (f_c) y es aquella frecuencia a partir de la cual el ojo humano no puede distinguir dos líneas separadas un determinado ángulo (es decir, la frecuencia a la cual el ojo no tiene respuesta). Dicha f_c se calcula como:

$$f_c = \frac{\phi}{\lambda} \cdot \frac{\pi}{360^\circ}$$

Donde ϕ representa el diámetro pupilar y λ la longitud de onda.

En la Figura 2.6 se presenta un ejemplo de MTF radial para un sujeto joven normal con una pupila de 1.5 mm de diámetro. El trazo continuo indica la MTF calculada y el trazo discontinuo la MTF limitada por difracción para 1.5 mm de [Artal et al., 1995].

Puesto que la imagen de DP incluye los efectos del scattering y de las aberraciones, cuanto mayor sean las contribuciones de éstos peor será la calidad sistema y por tanto más “baja” será la MTF. En la Figura 2.6 se pueden apreciar las diferencias entre la MTF de difracción (sistema perfecto) y la de un ojo real.

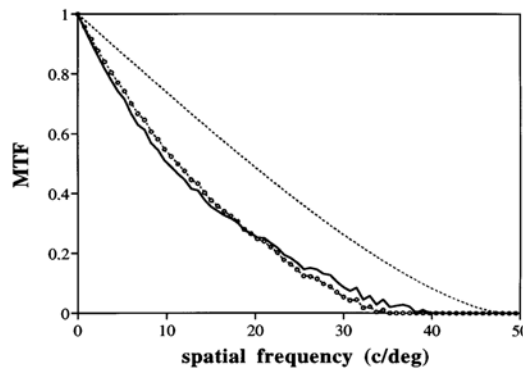


Figura 2.6: MTF radial normalizada para una pupila de 1.5 mm [Artal et al., 1995].

Una vez conocida la MTF, la razón de Strehl es un parámetro muy común utilizado también para estimar la calidad de imagen retiniana. Para un tamaño de pupila determinado la razón de Strehl se define como la razón entre el área de la MTF bidimensional del sistema bajo estudio (ojo en nuestro caso) y la MTF bidimensional limitada por difracción. Toma valores entre 0 y 1. Un valor próximo a 1 (0.8 ya se considera limitado por difracción) indica buena calidad de imagen retiniana y por tanto poco afectada por aberraciones y scattering

[Díaz-Doutón et al., 2006]. En el caso monodimensional (Figura 2.5) cuanto más área haya bajo la curva de la MTF, mayor razón de Strehl y mejor calidad óptica.

En la Figura 2.7 se presenta de forma esquemática el cálculo de la MTF y de la razón de Strehl.

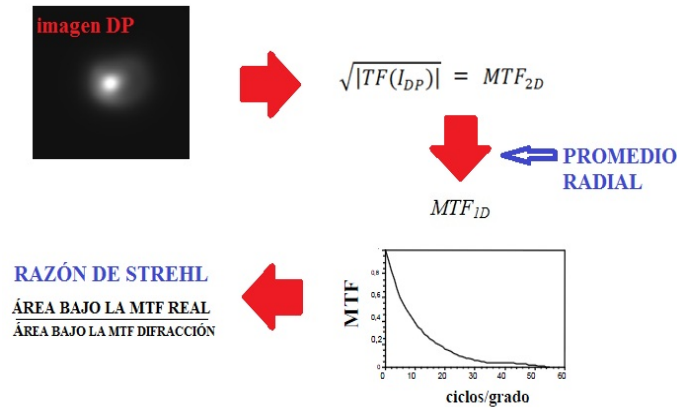


Figura 2.7: Cálculo de la MTF y de la razón de Strehl a partir de la imagen de DP.

2.5.2. Perfil radial de intensidad

Este parámetro se calcula directamente a partir de la distribución de intensidad de la imagen del DP. Partiendo del punto central de la imagen se calculan los valores de intensidad a lo largo de un radio r en tramos de 1.30 minutos de arco (tamaño que subtiende un pixel del sistema de registro en la retina) para diferentes orientaciones. Finalmente se promedian todos los perfiles de intensidad para calcular el perfil radial de intensidad medio $I(r)$. Este perfil se representa es función del radio de la imagen de DP (en minutos de arco) como muestra gráficamente la Figura 2.8.

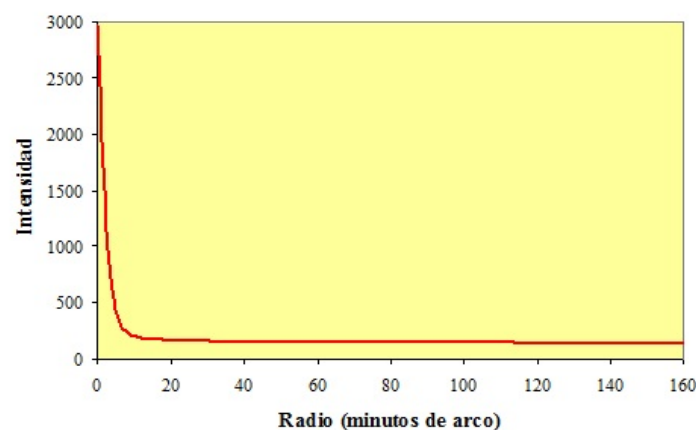


Figura 2.8: Perfil radial de intensidad para una imagen de DP de campo extenso.

A partir de este perfil radial se puede calcular la intensidad total bajo la curva (área total, I_{TOTAL}) integrando la función $I(r)$ desde el centro ($r=0$) hasta un cierto valor r (en

minutos de arco). Como se ha calculado en el apartado 2.3, el radio máximo de las imágenes de DP es de 166.4 minutos de arco. No obstante, como se expondrá en el Capítulo 3, a partir de 20 minutos de arco los cambios en la intensidad no son significativos.

$$I_{TOTAL} = \int_0^r I(r) \cdot dr$$

2.5.3. Intensidad central

La parte central de las imágenes de DP se ve afectada por las aberraciones oculares. Por tanto el valor de la intensidad central (I_C) nos servirá para evaluar de forma global el peso de las aberraciones. Para el cómputo de este parámetro se ha utilizado el perfil radial de intensidad de la imagen de DP y se ha calculado la intensidad entre 0 y 4 minutos de arco (Figura 2.9).

$$I_C = \int_0^4 I(r) \cdot dr$$

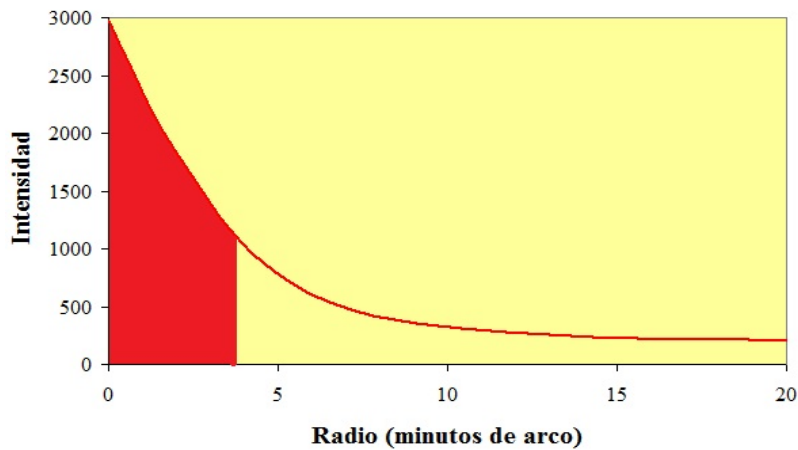


Figura 2.9: El área sombreada bajo la curva corresponde al cálculo de la intensidad central.

2.5.4. Ancho de la imagen a media altura. Parámetro FWHM

Este parámetro de calidad de imagen habitualmente se calcula sobre la PSF, e informa de la anchura de ésta a mitad de la altura (FWHM, del inglés *Full Width Half Maximum*). En este trabajo se ha calculado este parámetro (en minutos de arco), pero sobre el perfil de intensidad de la imagen de DP normalizado a su máximo. En sentido estricto, el parámetro realmente es la mitad de la anchura (semianchura) de la imagen de DP normalizada (Figura 2.10), aunque por simplicidad se seguirá denominando FWHM. Cuando menor sea el valor del FWHM, más estrecha será la imagen y por tanto mejor será la calidad óptica del ojo bajo estudio.

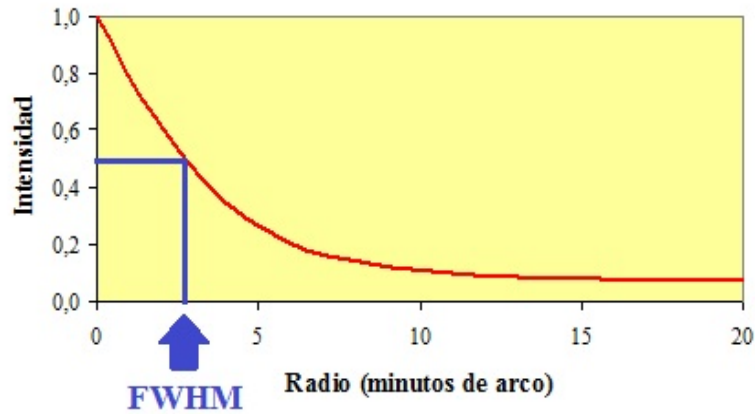


Figura 2.10: Cálculo de la semi-anchura de imagen de DP normalizada (expresada en minutos de arco, FWHM).

2.5.5. Intensidad en las colas

Mientras que la parte central de la imagen de DP informa sobre las aberraciones oculares, la contribución del scattering intraocular está en la periferia. De forma muy general se podría decir que cuanto mayor se la cantidad de luz en las “colas” de la imagen, mayor será la contribución del scattering y por tanto peor la calidad de imagen. Para calcular la cantidad de luz en las colas (I_{colas}) se ha integrado el perfil radial de intensidad entre 20 y 60 minutos de arco (Figura 2.11):

$$I_{colas} = \int_{20}^{60} I^N(r) \cdot dr$$

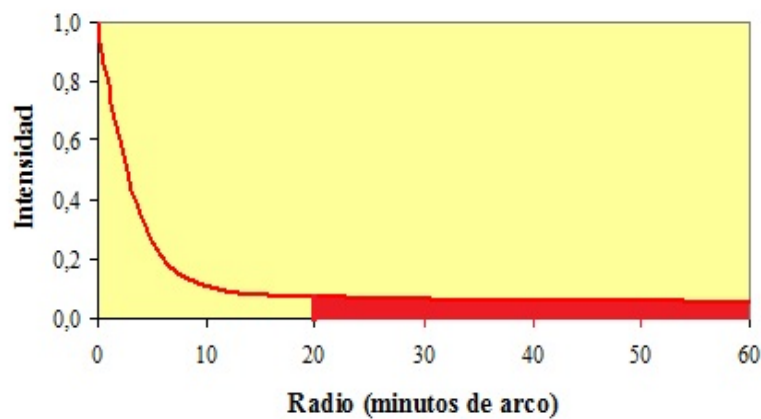


Figura 2.11: El área sombreada corresponde a la intensidad en las colas de la imagen de DP.

2.5.6. Parámetro de Scattering (PoS)

Se define el parámetro de scattering (PoS) como el cociente entre las áreas bajo la curva del perfil radial de intensidad normalizado de intervalos (en minutos de arco) [20:60] (A2) y [0:4] (A1) [Westheimer & Liang, 1995]. A diferencia del parámetro de luz en las colas, que informa sobre la distribución de intensidad en la zona periférica, este parámetro nos relaciona la cantidad de luz en las colas de la imagen con la luz en la zona central. Según esta definición el PoS se calcula como (véase Figura 2.12):

$$PoS = \frac{A2}{A1} \quad \text{Con} \quad A1 = \int_0^4 I^N(r) \cdot dr \quad \text{y} \quad A2 = \int_{20}^{60} I^N(r) \cdot dr$$

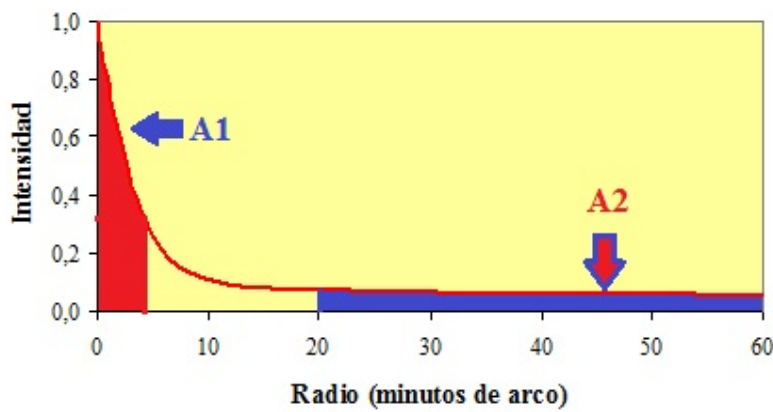


Figura 2.12: Las áreas sombreadas se utilizan para el cálculo del Parámetro de Scattering.

2.5.7 Índice de Despolarización (ID)

En cualquier sistema óptico, los efectos de despolarización están estrechamente ligados a la existencia de scattering [Chipman, 1995]. En particular, una de las propiedades de polarización del ojo es precisamente la despolarización. Tal es así que el grado de despolarización es un parámetro objetivo que se puede utilizar para la medida de scattering intraocular [Bueno et al., 2004]. El cálculo de este grado de polarización requiere el cómputo del vector de Stokes de la luz que emerge del ojo, lo cual hace el proceso más engorroso si cabe.

Por otra parte, según estudios previos, la luz que emerge del ojo conserva la polarización (grado de polarización) en su parte direccional, mientras que la luz de la parte no direccional sufre mayor despolarización [van Blokland & van Norren, 1986; Bueno, 2001]. Por tanto, esto lleva a pensar que la parte central de la imagen de DP debe tener una despolarización menor que la zona de las colas. Para el análisis de esta idea, en este trabajo se ha introducido un nuevo coeficiente (índice de despolarización, ID) que informa precisamente

sobre los efectos de despolarización en las distintas zonas de la imagen de DP. Este ID se define como:

$$ID(r_i) = 1 - \frac{Int(r_i)_{\max} - Int(r_i)_{\min}}{Int(r_i)_{\max} + Int(r_i)_{\min}}$$

Donde $Int(r_i)_{\max}$ e $Int(r_i)_{\min}$ son para cada pixel del perfil radial el valor de intensidad mayor y menor de los cuatro perfiles C, V, E1 y E2. Un ejemplo de ID se presenta en la Figura 2.13 (véanse más detalles en el Capítulo 3).

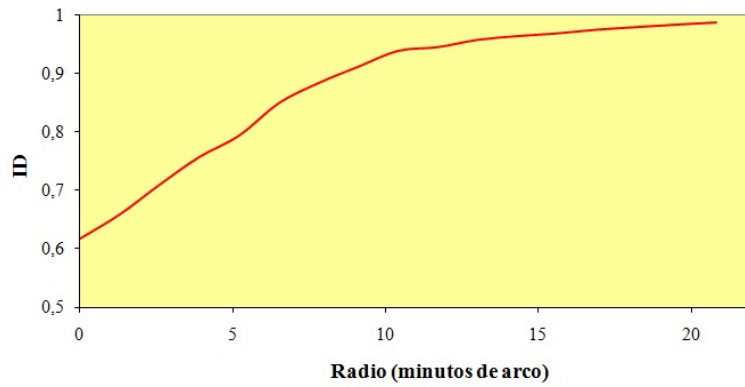


Figura 2.13: Ejemplo de Índice de Despolarización en un sujeto joven.

Finalmente se han relacionado los efectos de despolarización entre la zona de las colas y la parte central de la imagen de forma asimilar a lo expuesto en el apartado 2.5.6. Así se define la Razón de Despolarización (RdD) como el cociente entre las áreas bajo la curva del Índice de Despolarización de intervalos (en minutos de arco) [20:60] (ID2) y [0:4] (ID1) (véase Figura 2.14):

$$RdD = \frac{ID2}{ID1} \quad \text{Con} \quad ID1 = \int_0^4 ID(r) \cdot dr \quad \text{y} \quad ID2 = \int_{20}^{60} ID(r) \cdot dr$$

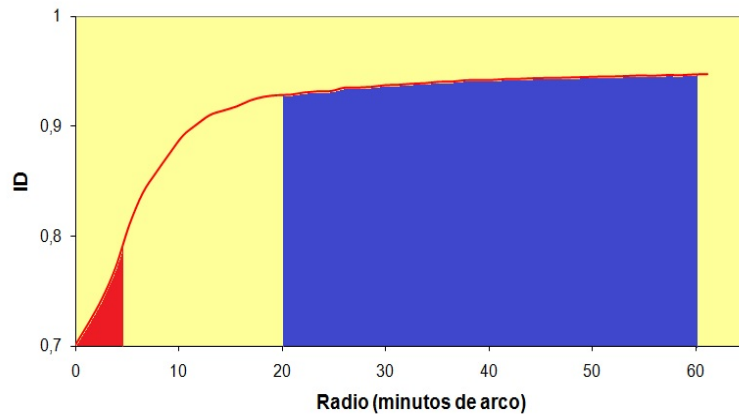


Figura 2.14: Las áreas sombreadas se utilizan para el cálculo de la Razón de Despolarización. Zona roja, ID1; zona azul, ID2.

CAPÍTULO 3

Resultados

3.1 Calidad de imagen retiniana con polarizadores lineales paralelos y perpendiculares

En este apartado se estudia el efecto que sobre la calidad de imagen retiniana tiene la posición relativa de los polarizadores lineales colocados en el primer y segundo paso. En particular, se ha comenzado con el estudio de la calidad de la imagen de DP para el caso de polarizadores paralelos y cruzados. En nuestro sistema experimental (véase Figura 2.1) el polarizador de entrada P1 es fijo y tiene una orientación vertical. Se ha procedido a extraer la lámina $\lambda/4$ de dicho sistema y se ha girado el polarizador P2 de la posición vertical a la horizontal. Para las posiciones relativas P1-P2 paralela y perpendicular (cruzada) se han registrado imágenes de DP. Es de interés recordar aquí que si se registrasen imágenes de DP mientras rota el polarizador P2 de la posición vertical a la horizontal, se observarían imágenes cuya distribución de intensidad en la zona central verificaría la ley de Malus [Malus, 1809; Bueno 2001]. La zona de las colas se comportaría de forma diferente debido a la alta despolarización de la luz que contribuye a esta parte de la imagen de DP [Bueno, 2001].

En la figura 3.1 se muestran dos ejemplos de imágenes de DP con polarizadores paralelos (||) y cruzados (+) en dos sujetos jóvenes diferentes.

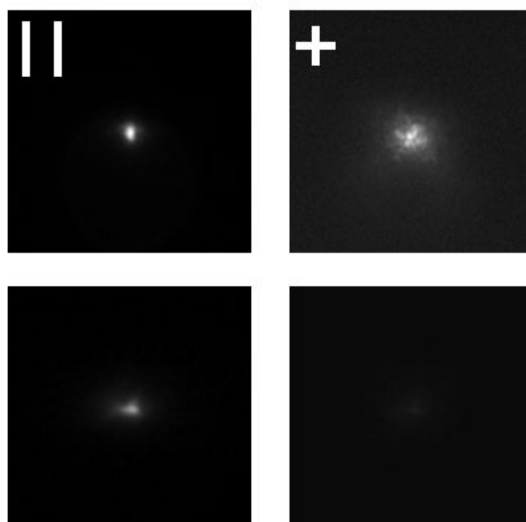


Figura 3.1: Imágenes de DP en dos sujetos jóvenes correspondientes a configuraciones de entrada y salida con polarizadores lineales paralelos (||, columna izquierda) y perpendiculares (+, columna derecha) entre sí.

Una simple inspección visual muestra que la calidad de imagen retiniana depende significativamente de la configuración de los polarizadores de entrada y salida. En particular se puede observar que la calidad de imagen con polarizadores cruzados es más baja como a continuación se muestra de forma cuantitativa. Además se puede apreciar que cuando la intensidad del haz incidente no es lo suficientemente alta, la imagen de DP con polarizadores cruzados prácticamente no registra luz, lo cual habría que tenerlo en cuenta si se quisiera utilizar esta configuración de forma sistemática en aplicaciones clínicas.

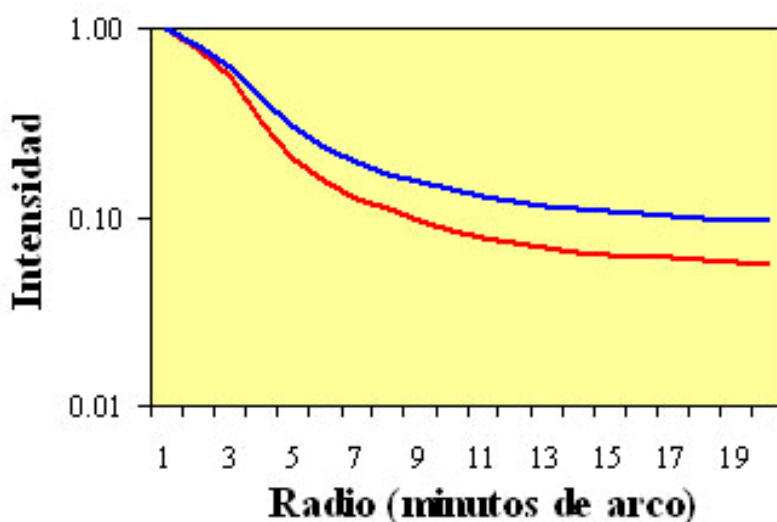


Figura 3.2: Perfiles radiales de intensidad normalizados para polarizadores lineales paralelos (rojo) y cruzados (azul).

Los perfiles radiales de intensidad normalizados de las imágenes de DP de la fila superior se han representado en la Figura 3.2. Se ha usado una escala logarítmica para

apreciar mejor las diferencias en las colas de las imágenes entre las dos configuraciones. Se observa que la cantidad de luz en las colas es mayor para polarizadores cruzados que para paralelos. Esto implica que la configuración cruzada contribuye con más scattering a la imagen de DP y que por tanto, la calidad de imagen retiniana disminuirá para la configuración cruzada como se confirma a continuación.

El volumen bajo la MTF bidimensional para cada configuración de polarizadores lineales en los dos sujetos de la Figura 3.1 se muestra en la Figura 3.3. El parámetro indica que cuanto mayor sea tal volumen bajo la MTF, mejor será la calidad óptica del sistema. Como se esperaba, comparando ambas configuraciones, la calidad de imagen retiniana es significativamente mejor con polarizadores paralelos para ambos sujetos.

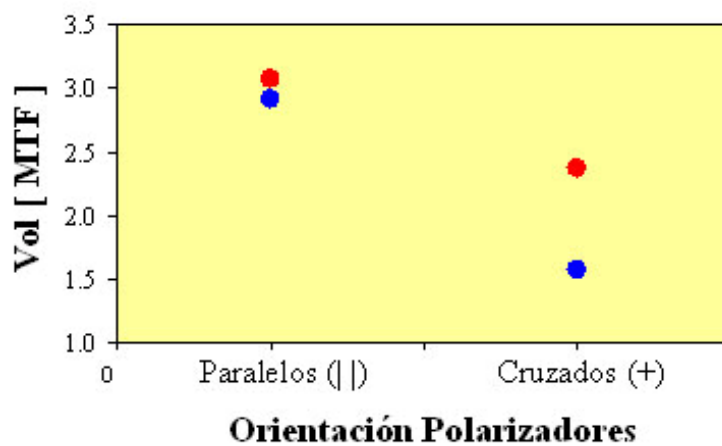


Figura 3.3: Volumen bajo la MTF para polarizadores cruzados y paralelos en los dos sujetos diferentes.

3.2 Calidad de imagen retiniana con polarizadores paralelos

Como se ha visto en el apartado anterior la calidad de imagen retiniana es mayor para la configuración de polarizadores paralelos. En el primer paso de nuestro sistema experimental la luz que llega al ojo es siempre polarizada lineal en la dirección vertical. En el segundo paso, puesto que la posición de P2 es siempre vertical, cuando la lámina $\lambda/4$ está en la orientación 0° , la configuración es equivalente a la de polarizadores paralelos. En estas condiciones, en este apartado estudiamos con más detalle la calidad de la imagen retiniana para polarizadores paralelos en ojos de sujetos jóvenes.

En la gráfica de la Figura 3.4 se han representado los perfiles radiales de intensidad con polarizadores paralelos para todos los sujetos incluidos en el presente estudio (hasta un radio de 20 minutos de arco). Se observa que los perfiles son particulares para cada sujeto, sin embargo el estudio estadístico indica que solamente el sujeto #3 presenta diferencias estadísticamente significativas (ver Tabla A.1 del Apéndice). Estos resultados implican que la

calidad de imagen retiniana calculada a partir de imágenes de DP con polarizadores paralelos es similar para sujetos jóvenes. Por tanto, la polarización en estas condiciones no influye de forma significativa entre sujetos pues los perfiles radiales de intensidad, a pesar de ser particulares para cada sujeto, no se diferencian de forma significativa.

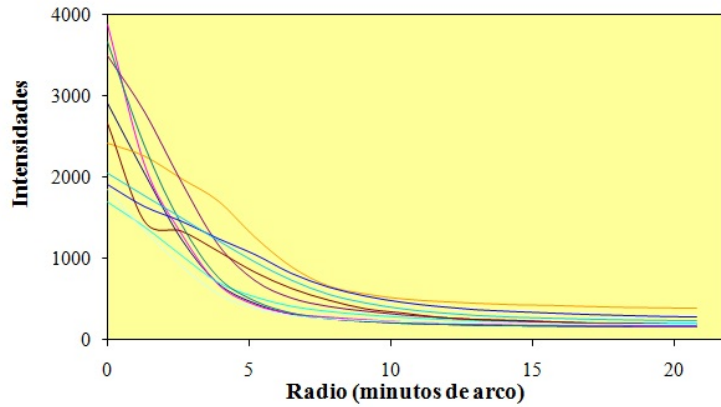


Figura 3.4: Perfiles radial de intensidad de cada sujeto individual para la configuración de polarizadores paralelos.

En la Figura 3.5 se muestra el perfil radial de intensidad medio de los 10 sujetos para la configuración de polarizadores lineales paralelos. Con esta configuración aproximadamente el 75% de la intensidad de la imagen se concentra en la zona central de la imagen correspondiente a un radio de 5 minutos de arco. El 25 % de la luz restante corresponde a la intensidad en las colas de la imagen, es decir contribuyen al scattering de la imagen de DP. El motivo por el que se representa un radio máximo de 20 minutos de arco es porque a partir de esta excentricidad la intensidad no varía significativamente, como se puede apreciarse en la Figura 3.6.

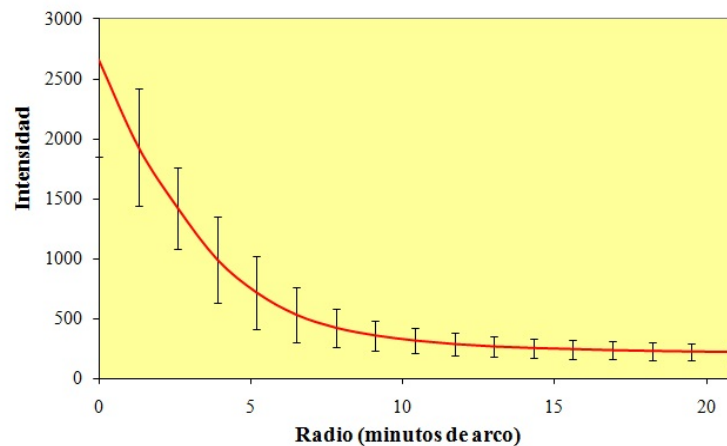


Figura 3.5: Perfil radial de intensidad medio para todos los sujetos con la configuración de polarizadores paralelos (orientación 0° de la lámina $\lambda/4$).

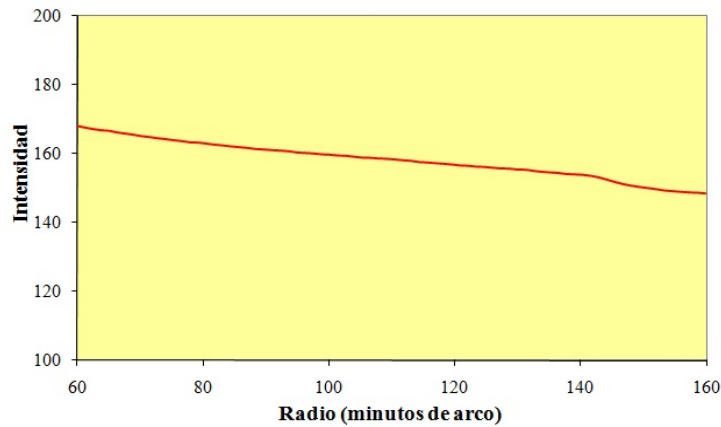


Figura 3.6: Perfil radial de intensidad medio para todos los sujetos con la configuración de polarizadores paralelos entre 60 a 160 minutos de arco.

A partir del perfil radial de intensidad de la Figura 3.5 se han calculado varios parámetros definidos en el Capítulo 2. El valor de intensidad central corresponde al área bajo el perfil radial de intensidad en la región central de la imagen para un intervalo de 0 a 4 minutos de arco. La intensidad en las colas representa el valor del área bajo la curva de 20 a 60 minutos de arco. El FWHM indica el valor del ancho del perfil radial imagen a media altura expresado en minutos de arco. El PoS es el parámetro objetivo de estimación de scattering en la imagen de DP definido anteriormente.

Intensidad Central	Intensidad en las Colas	FWHM (minutos de arco)	PoS
7835±1716	7827±2338	3.29±1.53	1.06±0.30

Tabla 3.1: Valores de diferentes parámetros de calidad de imagen para imágenes de DP registradas con polarizadores lineales paralelos.

3.3 Calidad de imagen retiniana en función del estado de polarización de salida

Como ya se explicó en el Capítulo 2, en el sistema experimental que se ha usado para este trabajo el eje rápido de la lámina $\lambda/4$ de la UA rota situándose en las posiciones -45° , 0° , 30° y 60° . Estas orientaciones generan cuatro estados de polarización independientes: circular (C), lineal vertical (V) y dos elípticos (E1 y E2). En la Figura 3.7 se presenta un ejemplo de las imágenes de DP correspondientes a estos estados de polarización de la AEP en uno de los sujetos involucrados en el presente estudio.

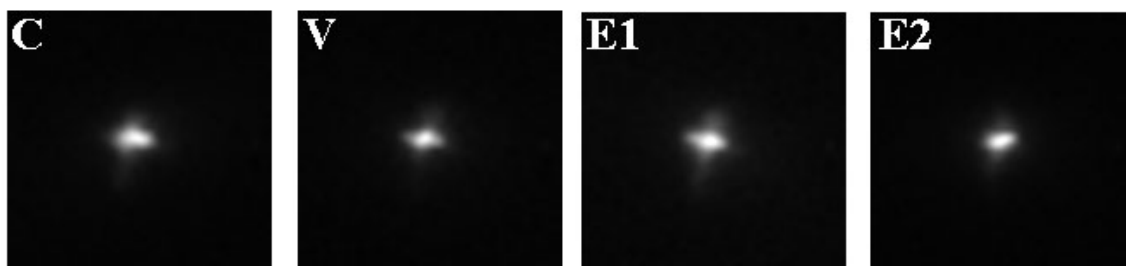


Figura 3.7: Imágenes de DP correspondientes a los diferentes estados de polarización de la UA en un sujeto joven

Como ya se ha explicado en el Capítulo 2, a partir de las imágenes de DP se han calculado los perfiles radiales de intensidad para cada sujeto y estado de polarización. En la Figura 3.8 se muestra para cada estado de polarización los perfiles promediados para todos los sujetos. En media, la intensidad del pico central es similar para los estados C, V y E1. El máximo para el estado E2 (orientación a 60°) es aproximadamente un 14% mayor. Las barras de error indican la desviación estándar y dan una idea de la variabilidad entre sujetos de los valores de intensidad a una excentricidad determinada. Para ninguno de los sujetos se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre los estados de polarización (Tabla A.3, Apéndice), excepto para el sujeto #3 el perfil para luz lineal es estadísticamente significativo del resto.

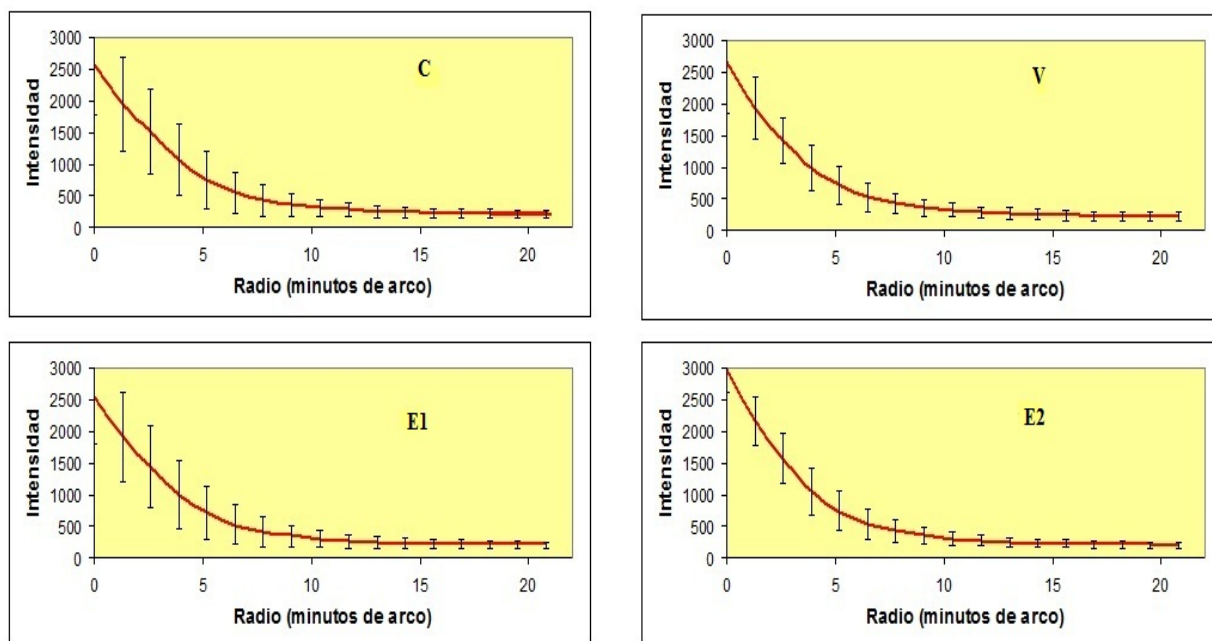


Figura 3.8: Perfiles radiales de intensidad medios para los cuatro estados de polarización independientes del AEP.

En la Figura 3.9 se representan los valores de intensidad máxima central para cada sujeto individual en función de la polarización. El estudio estadístico no revela diferencias

significativas entre los sujetos, ni tampoco entre los estados de polarización. Esto es de esperar, porque dichos valores dependen fundamentalmente de las propiedades de polarización particulares de cada ojo, principalmente birrefringencia y despolarización.

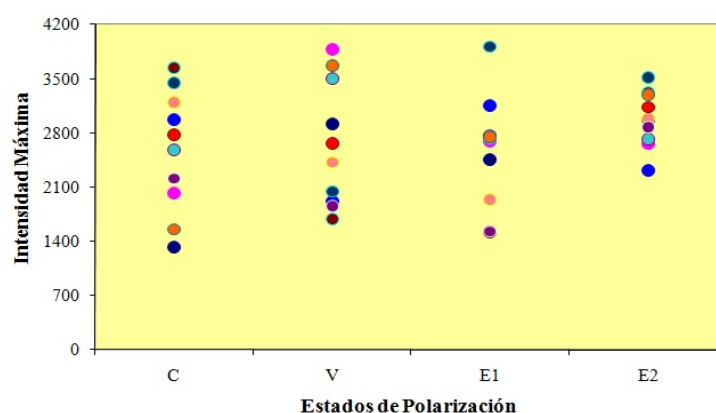


Figura 3.9: Valores de intensidad central máxima para cada sujeto en función del estado de polarización.

En la Figura 3.10 se presentan los perfiles de la Figura 3.8 normalizados al valor central máximo de los 4 estados de polarización. Se observa que los perfiles de intensidad para los estados C, V y E1 son similares en toda su extensión. Sin embargo el perfil correspondiente al estado E2 difiere de los demás en su zona central (aproximadamente entre 0 y 3 minutos de arco), donde está la información relativa a las aberraciones. Para excentricidades mayores de 3 minutos de arco no hay diferencias con el resto.

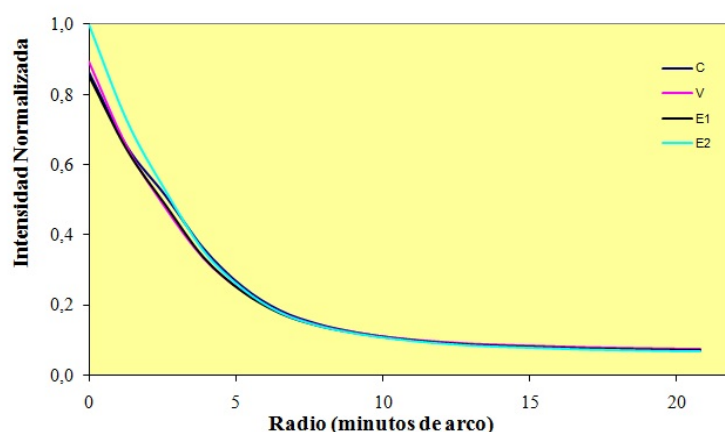


Figura 3.10: Valores promedio de los perfiles radial de intensidad normalizados al máximo de los 4 estados de polarización.

Finalmente en la Figura 3.11 aparecen los perfiles radiales medios normalizados para cada estado de polarización. Se puede observar que las diferencias son apreciables solamente para el estado de polarización E2, donde el perfil (en media) está por debajo del resto.

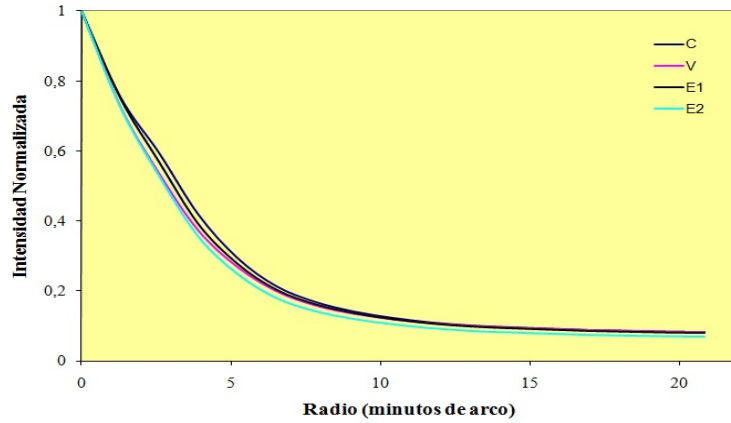


Figura 3.11: Perfiles radiales de intensidad medios normalizados.

3.4 Intensidad Central

En este apartado se estudia la zona central de las imágenes de DP para todos los sujetos y estados de polarización. Como intervalo central se ha tomado (ver Capítulo 2) la zona del perfil radial entre 0 y 4 minutos de arco. La Figura 3.12 muestra los valores de intensidad central de todos los sujetos promediados para los cuatro estados de polarización. Los valores individuales se pueden consultar en la Tabla A.6 del Apéndice.

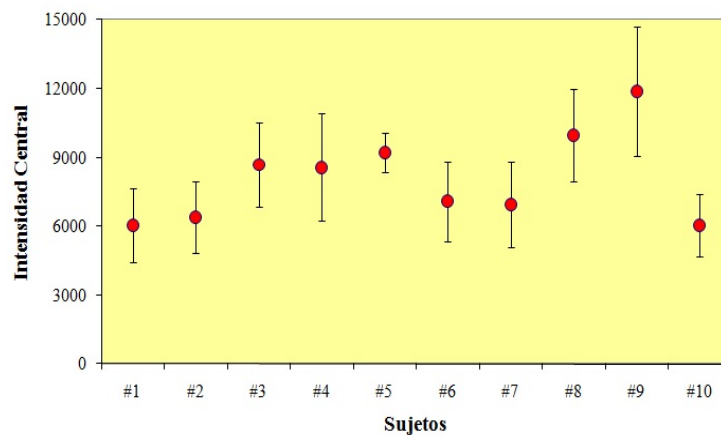


Figura 3.12: Intensidad central para todos los sujetos (cada símbolo es la media de los cuatro estados de polarización).

Promediando todos los estados de polarización se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el sujeto #3 que difiere significativamente de prácticamente el resto, y el sujeto #9 que difiere significativamente de #1, #2 y #8 (Tabla A.4, Apéndice). Los valores de intensidad central en función del estado de polarización promediados para todos los sujetos se presentan en la Figura 3.13. No se han encontrado diferencias significativas entre los estados de polarización para este parámetro (véase Tabla A.5 del Apéndice). Estos resultados indican de nuevo, que la contribución de las aberraciones

oculares a la calidad de imagen retiniana estimada a partir de imágenes de DP en sujetos jóvenes no está afectada por los cambios el estado de polarización en el camino de registro.

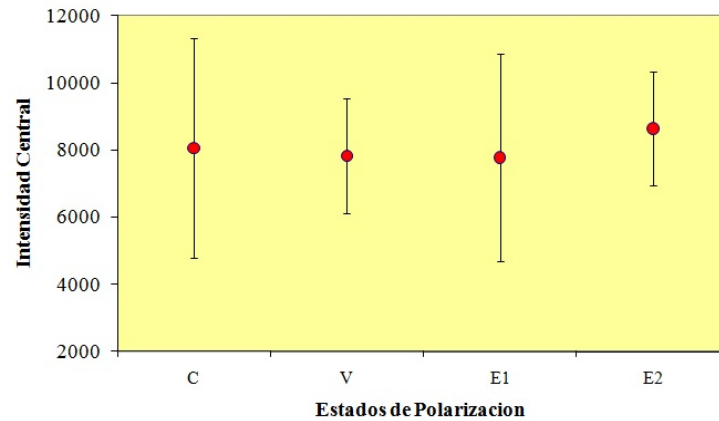


Figura 3.13: Intensidad central para cada estado de polarización (cada símbolo es la media de todos los sujetos).

3.5. Ancho de la imagen a media altura. Parámetro FWHM

El siguiente parámetro que se ha calculado ha sido la anchura de la imagen a media altura (FWHM). En la Figura 3.14 se presentan los valores de FWHM (expresados en minutos de arco) de todos los sujetos promediados para los cuatro estados de polarización. Los valores individuales se pueden consultar en la Tabla A.9 del Apéndice.

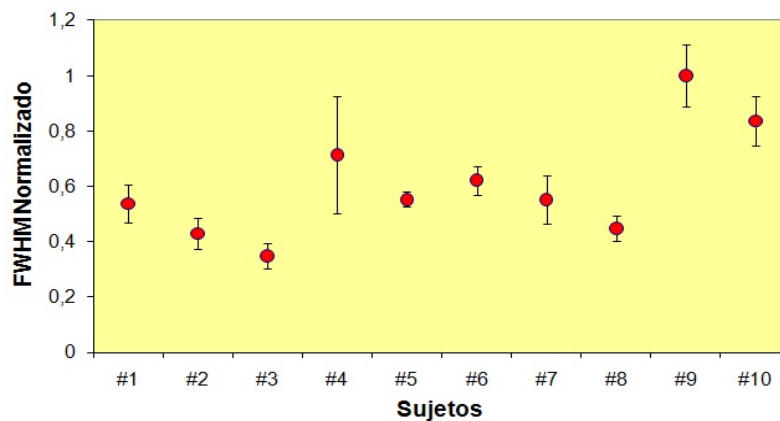


Figura 3.14: Parámetro FWHM para todos los sujetos (cada símbolo es la media de los cuatro estados de polarización).

Se puede apreciar claramente en la figura que este parámetro presenta diferencias entre los sujetos. Para corroborar si estas diferencias son significativas, se ha realizado de nuevo el estudio estadístico, cuyos resultados se presentan en la Tabla A.7 del Apéndice. El análisis de los datos muestra de nuevo que el sujeto #3 difiere significativamente del resto. Sin embargo hay otros sujetos que también difieren significativamente de casi todos los

demás. Es el caso de los sujetos #9 y #10. Véase la Tabla A.7 para más detalles sobre el resto de los sujetos involucrados en el presente estudio.

Los valores de FWHM en función del estado de polarización de salida promediados para todos los sujetos se presentan en la Figura 3.15. Se ha comprobado que en este caso las diferencias no son significativas (consúltese la Tabla A.8 del Apéndice), es decir, el ancho de imagen a media altura no se ve afectado por la polarización de salida.

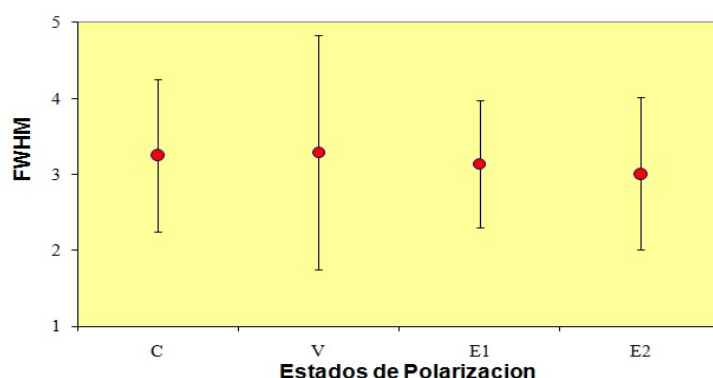


Figura 3.15: Parámetro FWHM para cada estado de polarización (cada símbolo es la media de todos los sujetos).

3.6. Intensidad en las colas

Como es bien sabido, la contribución de la luz en las “colas” de la imagen de DP sirve para empeora la calidad de imagen retiniana. En este apartado se estudia como varía la cantidad de luz “periférica” en cada sujeto y los cambios de ésta función del estado de polarización. Como se explicó en el Capítulo 2 el cálculo se ha realizado en el intervalo de 20 a 60 minutos de arco del perfil radial de la imagen de DP. De nuevo, los datos numéricos individuales y el estudio estadístico se pueden consultar en el Apéndice de esta memoria (Tablas A.10 y A.11). Los valores de la intensidad en las colas para cada sujeto (promediado para todos los estados de polarización) se han representado en la Figura 3.16. Para una mejor comparación los valores se han normalizado al máximo de todos los sujetos. En la gráfica destaca el dato correspondiente al sujeto #3, que presenta la mayor desviación estándar (como efecto de las diferencias entre los cuatro estados de polarización, Tabla A.10). Las diferencias entre este sujeto y los demás ya se habían detectado en el cálculo de otros parámetros, especialmente en el análisis de los perfiles radiales de intensidad en la configuración de polarizadores paralelos. Sin embargo, para este parámetro, prácticamente todos los sujetos muestran diferencias estadísticamente significativas (Tabla A.11).

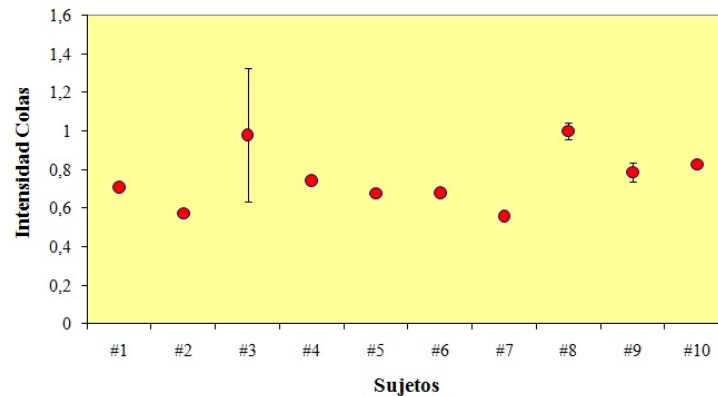


Figura 3.16: Intensidad en las colas para los 10 sujetos (cada símbolo es la media de los cuatro estados de polarización). Los valores se han normalizado al máximo de todos los sujetos.

La Figura 3.17 muestra la intensidad en las colas para cada estado de polarización de salida promediado para todos los sujetos. Las diferencias no son significativas entre estados de polarización (consultar Tabla A.12).

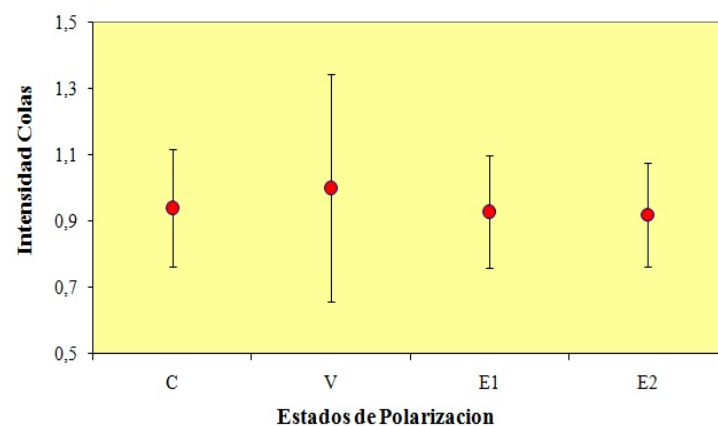


Figura 3.17: Valores promedio de intensidad en las colas en función de la polarización normalizados al máximo de los estados de polarización (cada símbolo es la media de los diez sujetos).

3.7. Parámetro de Scattering (PoS)

El parámetro PoS compara la cantidad de luz en la periferia de la imagen de DP con la contenida en la parte central (véase el Capítulo 2). Aunque ya se han tratado estos parámetros por separado (Secciones 3.3 y 3.6) y este análisis podría parecer reiterativo, es interesante extenderse en el comportamiento de este parámetro recogido en la literatura [Westheimer & Liang, 1995] y recuperado recientemente para el estudio de diferentes grados de catarata y cuantificación de grado de ojo seco [Benito et al., 2007]. Hay que destacar que los intervalos

para el cálculo de las intensidades no son los mismos, con lo cual los valores para sujetos jóvenes normales pueden variar.

El parámetro PoS para todos los sujetos (promediado para los cuatro estados de polarización) se presenta en la Figura 3.18. Casi todos los sujetos presentan valores (promedio) en 1 y 1.2. Los valores más bajos de PoS (mejor calidad de imagen) corresponden a los sujetos #5 y #9. Por el contrario, el sujeto #10 es el que presenta el mayor PoS (peor calidad de imagen). El estudio estadístico revela que solamente en casos aislados en los que hay diferencias estadísticamente significativas, salvo el sujeto #5, que difiere significativamente de prácticamente del resto.

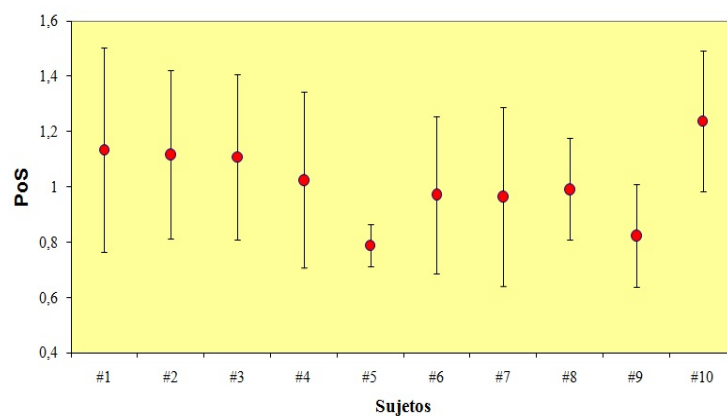


Figura 3.18: Parámetro de scattering promedio para cada sujeto con sus respectivas desviaciones estándar (cada símbolo es la media de los cuatro estados de polarización).

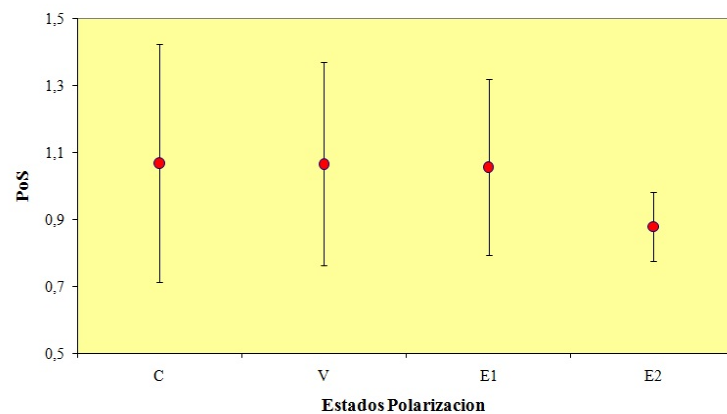


Figura 3.19: PoS medio en función del estado de polarización para todos los sujetos (cada símbolo es la media de los diez sujetos).

En la figura 3.19 se representa el PoS en función del estado de polarización promediado para todos los sujetos. Se aprecia que el PoS para el estado E2 es menor que para el resto, que tienen valores similares. Esto indicaría que en media, el scattering que presentan las imágenes de DP para la configuración correspondiente a la orientación del eje rápido de la

lámina a 60° sería menor. Este resultado se puede comprobar desde el punto de vista estadístico en la Tabla A.15, donde se comprueba de forma cuantitativa que el estado E2 difiere significativamente del V y del E1, aunque para éste está en la frontera ($p=0.05$).

3.8. Índice de Despolarización

Según estudios previos, la luz que emerge del ojo conserva la polarización en su parte direccional, mientras que la luz de la parte no direccional sufre mayor despolarización [van Blokland & van Norren, 1986; Bueno, 2001]. Por tanto la parte central de la imagen de DP debe tener una despolarización menor que la de la zona de las colas. Al hilo de este razonamiento, en la Figura 3.20 se representa el Índice de Despolarización (ID) definido en el Capítulo 2 promediado para todos los sujetos hasta un radio de 20 minutos de arco, los valores calculados para los sujetos de la muestra pueden consultarse en el apéndice (Tabla A.16). El estudio estadístico revela que el sujeto #5 difiere estadísticamente de todos los demás. Los sujetos #9 y #10 difieren en algunos casos (Tabla A.17, Apéndice). En la figura, se observa cómo a medida que nos alejamos de la zona central de la imagen de DP la despolarización aumenta. En media los valores de despolarización son un 26 % mayores en la zona de las colas que en la zona central.

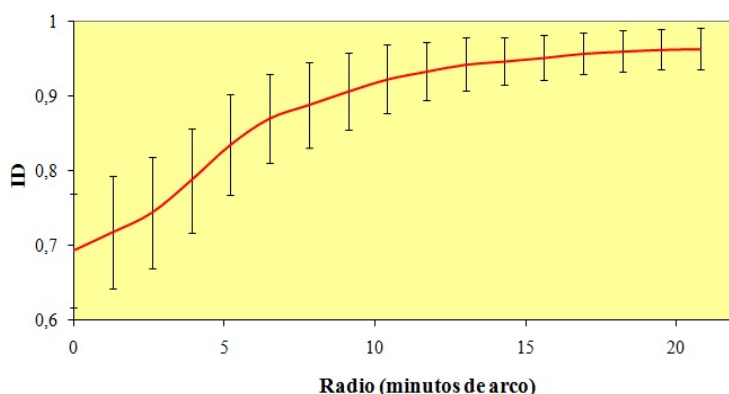


Figura 3.20: Valores medios del Índice de Despolarización.

Puesto que el scattering y la despolarización van ligados [Bueno et al, 2004], en la Figura 3.21 se muestran los ID correspondientes a los sujetos #5, #9 y #10, que en la Figura 3.18 presentaban diferencias significativas respecto de los demás. En los sujetos #5 y #9, la despolarización en las colas es ~20% mayor que en el centro, mientras que para el sujeto #10 llega hasta superar el 40%. Esto indica de nuevo que scattering y despolarización van ligados, y que el parámetro ID puede utilizarse como medida objetiva del scattering intraocular y por

tanto de calidad de imagen. Así, cuanto más pronunciado sea el perfil de ID, menor será la calidad de imagen.

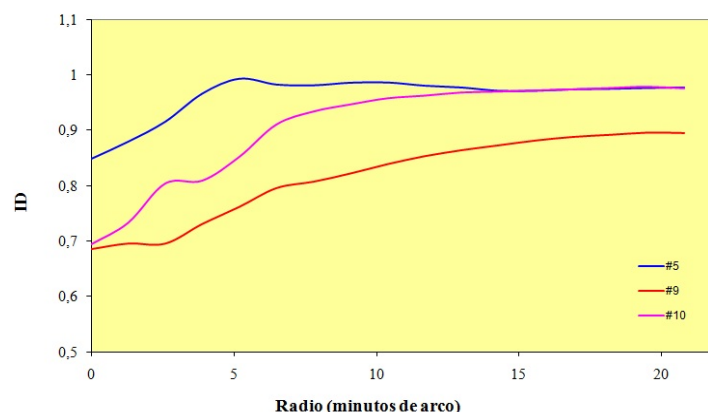


Figura 3.21: Índice de Despolarización para tres sujetos.

Finalmente, con el fin de corroborar la relación scattering-despolarización se ha calculado la Razón de Despolarización (RdD) definido en el Capítulo 2 para todos los sujetos. La Figura 3.22 presenta los resultados. Se puede observar de nuevo cómo el sujeto #5 presenta el menor valor de RdD y que además es significativamente diferente del resto según el estudio estadístico (Tabla A.17, Apéndice).

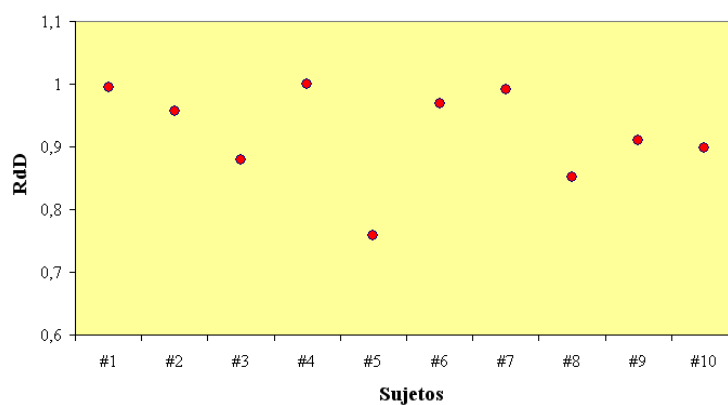


Figura 3.22: Razón de Despolarización para todos los sujetos.

CAPÍTULO 4

Conclusiones

Tras analizar los resultados obtenidos en este trabajo, las principales conclusiones son las siguientes:

Se ha desarrollado un polarímetro de imagen basado en el sistema oftalmoscópico de DP para estudiar la influencia del estado de polarización de salida en la estimación de la calidad de imagen retiniana en un grupo de sujetos jóvenes.

La configuración del sistema experimental con polarizadores lineales entrada-salida muestra que con la configuración paralela se obtiene mejor calidad de imagen. Con polarizadores cruzados la calidad es notablemente inferior debido a que con esta configuración se recoge una gran porción de la luz que ha sufrido scattering y forma parte de las colas de la imagen de DP.

Los valores máximos de intensidad son particulares para cada sujeto y dependen de las propiedades de polarización de cada ojo en particular. Aunque los perfiles radiales de intensidad también dependen del sujeto, sólomente el correspondiente al estado de polarización elíptico E2 difiere significativamente del resto.

La zona central de las imágenes de DP, que contiene información sobre las aberraciones, no está afectada por el estado de polarización en el sistema de registro y salvo algún caso particular es similar en todos los sujetos

La valor de la intensidad en las colas no difiere significativamente entre los sujetos de la muestra analizada (salvo en algún caso muy puntual) y es practicamente independiente del estado de polarización.

El PoS es significativamente menor para el estado de polarización elíptico E2, lo que va ligado a una mejor calidad de imagen retiniana.

En la imagen de DP la despolarización aumenta hacia la periferia. En promedio, para los ojos jóvenes involucrados en este trabajo se produce una reducción del 26% lo que está de acuerdo con estudios previos recogidos en la bibliografía utilizando otros métodos.

Finalmente, se ha demostrado de forma experimental a través de la RdD definida en este trabajo que el scattering y despolarización están estrechamente relacionados.

APÉNDICE

Para evitar romper la dinámica de la exposición de los resultados de se ha decidido incluir este apéndice al final de esta memoria. En él se incluyen los valores de intensidad central, intensidad máxima, intensidad en las colas, FWHM, PoS, ID y RdD para todos los sujetos involucrados en este estudio. También se incluyen los datos estadísticos de todos estos parámetros, así como los perfiles radiales de intensidad. El tratamiento estadístico se ha realizado utilizando el *t-student test* proporcionado por el software Sigma Plot.

El estudio se han realizado en función de los sujetos promediando los 4 estados de polarización de salida, y para los 4 estados de polarización a la salida promediando los 10 sujetos. Las diferencias se han considerado estadísticamente significativas si $p < 0.05$, o lo que es lo mismo, cuando un intervalo de confianza para los tratados es del 95 %.

Calidad de imagen retiniana con polarizadores lineales paralelos

En este apartado se calcula la estadística para los perfiles radiales de intensidad correspondientes a las imágenes de DP para polarizadores paralelos. En la Tabla A.1 (y siguientes) se muestra en rojo aquellos valores que verifican $p < 0.05$. En este caso se observa que solamente el perfil radial de intensidad del sujeto #3 es significativamente diferente del resto.

	#2	#3	#4	#5	#6	#7	#8	#9	#10
#1	6,85E-01	1,35E-06	0,491	4	0,929	0,862	0,147	0,275	0,874
#2		7,30E-05	0,904	0,735	0,735	0,833	0,592	0,592	0,548
#3			3,26E-07	0,00078156	9,24E-07	2,98E-05	0,000123	3,83E-05	5,40E-09
#4				0,685	0,538	0,699	0,295	0,546	0,256
#5					0,431	0,535	0,749	0,546	0,256
#6						0,92	0,157	0,298	0,783
#7							0,277	0,437	0,738
#8								0,709	0,048
#9									0,128

Tabla A.1: Resultados del t-student test para los perfiles radiales de intensidad con polarizadores paralelos.

Calidad de imagen retiniana en función del estado de polarización de salida

La Tabla A.2 presenta los valores promedio (para todos los sujetos) para varios de los parámetro de calidad de imagen usados en este trabajo en función del estado de polarización de salida.

Estados de polarización	Intensidad Central	Intensidad Colas	FHWM	PoS
C	8063±3258	7396±1292	3.25±1.01	0.613±0.176
V	7835±1716	7827±2388	3.29±1.54	0.604±0.123
E1	7779±3095	7321±1277	3.14±0.84	0.610±0.126
E2	8641±1695	7221±1086	3.01±1.01	0.535±0.066

Tabla A.2: Valores promedio para varios parámetros de calidad en función del estado de polarización de salida.

En la Tabla A.3 se muestran los resultados del estudio estadístico para los perfiles radiales entre estados de polarización para todos los sujetos.

	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7	#8	#9	#10
C Vs V	0,321	0,428	0,00042	0,273	0,859	0,951	0,305	0,288	0,198	0,66
C Vs E1	0,463	0,64	0,403	0,614	0,966	0,304	0,46	0,895	0,795	626
C Vs E2	0,361	0,762	0,997	0,814	0,899	0,861	0,412	0,426	0,858	0,785
V Vs E1	0,748	0,7	2,005E-07	0,498	0,891	0,317	0,704	0,367	0,134	0,977
V Vs E2	0,941	0,609	0,000336	0,376	0,776	0,812	0,817	0,792	0,272	0,479
E1 Vs E2	0,807	0,882	0,394	0,789	0,868	0,247	0,886	0,519	0,666	0,45

Tabla A.3: Datos estadísticos de los perfiles radiales entre estados de polarización para todos los sujetos involucrados en el estudio.

Intensidad central

Los correspondientes análisis estadísticos para los valores de la intensidad central se muestran en las Tablas A.4 y A.5. Los datos individuales para todos los sujetos y estados de polarización se muestran en la Tabla A.6.

	#2	#3	#4	#5	#6	#7	#8	#9	#10
#1	8,41E-01	1,86E-01	0,155	0,555	0,094	0,687	0,619	0,038	0,074
#2		2,94E-01	0,134	0,469	0,088	0,576	0,758	0,036	0,067
#3			2,20E-02	0,11	5,00E-03	1,23E-01	0,556	7,00E-03	1,50E-02
#4				0,436	0,803	0,3	0,13	0,344	0,514
#5					0,448	0,831	0,381	0,546	0,256
#6						0,265	0,077	0,177	0,333
#7							0,444	0,078	0,14
#8								0,047	0,08
#9									0,809

Tabla A.4: Comparación estadística entre sujetos para la intensidad central.

Estados	Valor p
C Vs V	0,853
C Vs E1	0,775
C Vs E2	0,59
V Vs E1	0,871
V Vs E2	0,227
E1 Vs E2	0,331

Tabla A.5: Estadísticas para la intensidad central en función del estado de polarización.

Sujetos	C	V	E1	E2
#1	3814	7409	5955	6972
#2	4425	8210	6584	6303
#3	9311	10152	5972	9276
#4	10892	5519	8081	9764
#5	8713	10497	8965	8708
#6	7900	7337	4563	8521
#7	4325	8703	6972	7763
#8	11700	7606	11616	8944
#9	13028	7791	14273	12418
#10	6522	5131	4810	7740

Tabla A.6: Valores de intensidad central en función del estado de polarización para cada sujeto.

Ancho de la imagen a media altura (FWHM)

El parámetro FWHM para todos los sujetos y estados de polarización se exponen en la Tabla A.9. Las Tablas A.7 y A.8 muestran los correspondientes análisis estadísticos.

	#2	#3	#4	#5	#6	#7	#8	#9	#10
#1	4,80E-02	3,40E-02	0,164	0,68	0,0988	0,823	0,072	0,00039	0,0018
#2		6,50E-02	0,0406	0,0073	0,0024	0,058	0,622	0,00009	0,00025
#3			1,40E-02	0,00022	2,10E-04	6,10E-03	0,021	3,60E-05	6,90E-05
#4				0,182	0,429	0,204	0,049	0,52	0,321
#5					0,058	0,96	0,0078	0,00023	0,00092
#6						0,215	0,0026	0,00084	0,006
#7							0,084	0,00071	0,0038
#8								0,000096	0,00026
#9									0,063

Tabla A.7: Comparación estadística entre sujetos para FWHM.

Estados de polarización	valor p
C Vs V	0,947
C Vs E1	0,787
C Vs E2	0,593
V Vs E1	0,786
V Vs E2	0,632
E1 Vs E2	0,754

Tabla A.8: Comparación estadística para el parámetro FWHM entre estados de polarización.

Sujetos	C	V	E1	E2
#1	2,9	2,56	3,3	2,55
#2	2,7	2,14	2,13	2,06
#3	1,64	1,64	2,14	1,89
#4	3,22	5,4	3,06	3,31
#5	3,05	2,97	2,88	2,73
#6	3,55	2,89	3,31	3,31
#7	3,14	2,39	3,4	2,65
#8	2,63	2,05	2,3	2,45
#9	5,31	5,9	4,48	5,32
#10	4,39	4,98	4,4	3,82

Tabla A.9: Valores de FWHM para cada sujeto y estado de polarización.

Intensidad en las colas

Los valores de la intensidad en las colas para todos los sujetos y estados de polarización se muestran en la Tabla A.10. Los correspondientes análisis estadísticos se muestran en las Tablas A.11 y A.12.

Sujetos	C	V	E1	E2
#1	6163,3	6202,95	6191,9	6206,85
#2	6646,25	6637,15	6550,7	6397,3
#3	7653,75	14051,05	7415,2	7670
#4	8103,55	7875,4	7935,2	7900,1
#5	7112,95	6830,2	7066,15	6838
#6	6260,15	6355,7	6115,85	6328,4
#7	6017,05	6128,2	6042,4	5979,35
#8	9691,5	9035,65	9351,55	8825,7
#9	9314,5	8256,95	9564,75	8999,9
#10	7002,45	6905,6	6985,55	7067,45

Tabla A.10: Valores de intensidad en las colas para cada sujeto y estado de polarización.

	#2	#3	#4	#5	#6	#7	#8	#9	#10
#1	1,40E-06	1,00E-08	0,414	0,00001	0,000019	0,00000078	2,00E-09	0,00019	0,139
#2		2,40E-07	0,169	0,0006	0,0046	0,0028	7,90E-09	0,0000084	0,022
#3			5,78E-02	0,0000034	1,29E-01	9,90E-06	0,037	1,00E-04	1,60E-04
#4				0,221	0,129	0,134	0,051	0,93	0,308
#5					0,00028	0,00016	5,90E-08	0,00002	0,151
#6						0,666	0,0000071	0,0000062	0,0055
#7							0,0000016	0,0000058	0,0061
#8								0,00000072	0,0001
#9									0,00061

Tabla A.11: Comparación estadística entre sujetos para la intensidad en las colas.

Estados de polarización	valor p
C Vs V	0,623
C Vs E1	0,896
C Vs E2	0,776
V Vs E1	0,563
V Vs E2	0,498
E1 Vs E2	0,878

Tabla A.12: Comparación estadística para la luz en las colas entre estados de polarización.

Parámetro de Scattering (PoS)

El PoS para todos los sujetos y estados de polarización se exponen en la Tabla A.13. Los correspondientes análisis estadísticos se recogen en las Tablas A.14 y A.15.

Sujetos	C	V	E1	E2
#1	1,670	0,866	1,075	0,920
#2	1,552	0,836	1,028	1,049
#3	0,851	1,434	1,286	0,857
#4	0,770	1,475	1,015	0,837
#5	0,847	0,675	0,817	0,814
#6	0,823	0,899	1,390	0,771
#7	1,439	0,729	0,896	0,797
#8	0,863	1,236	0,838	1,027
#9	0,743	1,099	0,696	0,753
#10	1,111	1,392	1,502	0,945

Tabla A.13: Valores del PoS para todos los sujetos y estados de polarización

	#2	#3	#4	#5	#6	#7	#8	#9	#10
#1	9,97E-01	5,97E-01	0,482	0,041	0,155	0,457	7,70E-02	0,042	0,694
#2		5,71E-01	0,453	0,026	0,13	0,429	5,60E-02	0,03	0,666
#3			8,15E-01	0,049	2,60E-01	7,61E-01	0,115	5,50E-02	2,87E-01
#4				0,101	0,383	0,935	0,202	0,1	0,223
#5					0,4709	0,148	5,89E-01	0,676	0,004
#6						0,452	0,739	0,389	0,04
#7							0,256	0,137	0,219
#8								0,469	0,014
#9									0,008

Tabla A.14: Comparación estadística entre sujetos para el PoS.

Estados de polarización	valor p
C Vs V	0,919
C Vs E1	0,945
C Vs E2	0,123
V Vs E1	0,841
V Vs E2	0,044
E1 Vs E2	0,05

Tabla A.15: Comparación estadística para el PoS entre estados de polarización.

Índice de Despolarización (ID)

La Tabla A.16 se exponen los valores del ID de cada sujeto para cada excentricidad hasta 20 minutos de arco. Los resultados del t-student test para el ID se muestran en la Tabla A.17 y los valores del parámetro RdD se presentan en la Tabla A.17.

Arcmin	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7	#8	#9	#10
0,00	0,616	0,686	0,755	0,634	0,848	0,653	0,594	0,756	0,686	0,693
1,30	0,657	0,686	0,7826	0,648	0,879	0,680	0,636	0,772	0,696	0,732
2,60	0,708	0,681	0,761	0,672	0,915	0,712	0,697	0,786	0,696	0,803
3,90	0,756	0,768	0,809	0,726	0,965	0,733	0,770	0,799	0,731	0,808
5,20	0,792	0,833	0,880	0,832	0,992	0,755	0,822	0,821	0,762	0,852
6,50	0,848	0,876	0,913	0,893	0,982	0,786	0,869	0,823	0,796	0,910
7,80	0,882	0,889	0,931	0,913	0,980	0,809	0,903	0,830	0,807	0,934
9,10	0,910	0,906	0,945	0,925	0,985	0,845	0,927	0,846	0,822	0,946
10,40	0,937	0,933	0,948	0,937	0,985	0,871	0,944	0,869	0,839	0,958
11,70	0,944	0,948	0,956	0,942	0,980	0,900	0,952	0,891	0,853	0,962
13,00	0,956	0,965	0,960	0,947	0,976	0,918	0,962	0,904	0,864	0,968
14,30	0,962	0,971	0,963	0,950	0,970	0,927	0,965	0,914	0,873	0,970
15,60	0,967	0,974	0,966	0,958	0,970	0,936	0,968	0,920	0,882	0,972
16,90	0,973	0,975	0,970	0,968	0,973	0,944	0,973	0,930	0,888	0,974
18,20	0,978	0,975	0,969	0,972	0,974	0,952	0,974	0,934	0,892	0,976
19,50	0,982	0,976	0,973	0,974	0,975	0,955	0,978	0,934	0,896	0,978
20,80	0,986	0,978	0,974	0,976	0,976	0,958	0,979	0,934	0,895	0,976

Tabla A.16: Valores del ID para todos los sujetos involucrados en el estudio.

	#2	#3	#4	#5	#6	#7	#8	#9	#10
#1	8,10E-01	3,25E-01	0,987	0,009	0,441	0,934	7,36E-01	0,109	0,386
#2		4,45E-01	0,823	0,011	0,287	0,881	5,02E-01	0,047	0,518
#3			3,36E-01	0,024	4,78E-02	3,89E-01	0,066	1,40E-03	9,28E-01
#4				0,0101	0,433	0,946	0,722	0,107	0,398
#5					0,00015	0,015	5,50E-06	0,00000007	0,0358
#6						0,401	0,5221	0,396	0,072
#7							0,668	0,099	0,451
#8								0,061	0,114
#9									0,004

Tabla A.17: Estudio estadístico de los datos expuestos en la Tabla A.16

Sujetos	RdD
#1	14,98
#2	14,42
#3	13,24
#4	15,07
#5	11,42
#6	14,59
#7	14,95
#8	12,83
#9	13,73
#10	13,53
media	13,876
STDV	1,167

Tabla A.18: Valores del RdD calculados a partir de la Tabla A.17.

BIBLIOGRAFÍA

[Albarran et al., 1997] C. Albarran, A. M. Pons, A. Lorente, R. Montés, and J. M. Artigas. Influence of the tear film on optical quality of the eye. *Contact Lens and Anterior Eye* **20**, 129-135 (2007).

[Arnulf et al., 1981] A. Arnulf, J. Santamaría, and J. Bescós. A Cinematographic method for the dynamic study of the image formation by the human eye, microfluctuations of the accommodation. *J. Opt.* **12**, 123-128 (1981).

[Artal & Navarro, 1994] P. Artal, and R. Navarro. Monochromatic modulation transfer function of the human eye for different pupil diameters: An analytical expression. *J. Opt. Soc. Am. A* **11**, 246-249 (1994).

[Artal et al., 1995a] P. Artal, I. Iglesias, N. López-Gil, and D. Green. Double-Pass measurements of the retinal-image quality with unequal entrance and exit pupil sizes and the reversibility of the eye's optical system. *J. Opt. Soc. Am. A* **10**, 2358-2366 (1995).

[Artal et al., 1995b] P. Artal, S. Marcos, R. Navarro and D.R. Williams. Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality. *J. Opt. Soc. Am. A* **2**, 195-201 (1995).

[Artal et al., 2001] P. Artal, A. Guirao, E. Berrio and D.R. Williams. Compensation of corneal aberrations by internal optics in the human eye. *J. Vis.* **1**, 1-8 (2001).

[Artal et al., 2003] P. Artal, S. Manzanera and D.R. Williams. How stable is the shape of the ocular point spread function during normal viewing? *J. Vis.* **3** (2003).

[Badal, 1876] J. Badal. Optomètre métrique international du Dr. Badal. Pour la mesure simultanée de la refraction et de l'acuité visuelle même chez le illetres. *Annales d'Oculistique*. **5**, 101-117 (1876).

[Benito et al., 2007] A. Benito, E. Alcon, G.M. Pérez, A. Benza, S.A. De Casas and S. Luque. J. Pujol, J.M. Marín and P. Artal An objective classification scheme for cataracts, *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **48**, E-Abstract 3823 (2007).

[Born & Wolf, 1980] M. Born and E. Wolf. Electromagnetic theory of propagation, interference and diffraction of light. Principles of Optics (Pergamon Press, ISBN0080264816) (1980)

[Bour, 1991] L.J. Bour. Polarized light and eye. Vision and visual dysfunction, visual optics and instrumentation (W. Charman, ed.), **1**, 310-25 (1991).

[Bradley et al., 2001] Bradley, X. Hong, L.N. Thibos, X. Cheng, and D.T. Miller. The statistics of monochromatic aberrations from 200 healthy young eyes, *Inv. Oph. Vis. Sc.* **42**, Abstract. (2001)

[Brink, 1991] H.B. Brink. Birefringence of the human crystalline lens in vivo. *JOSA A.* **8**(11), 1788-1793 (1991).

[Bueno & Artal, 1999] J.M. Bueno and P. Artal. Double-pass imaging polarimetry in the human eye. *Opt. Lett.* **24** (1) (1999).

[Bueno, 2000] J.M. Bueno. Measurement of parameters of polarization in the living human eye using imaging polarimetry. *Vis. Res.* **40**, 3791-3799 (2000).

[Bueno, 2001] J.M. Bueno. Depolarization effects in the human eye, *Vis. Res.* **41**, 2687-2696 (2001).

[Bueno & Artal, 2001] J.M. Bueno and P. Artal. Polarization and retinal image quality estimates in the human eye. *J. Opt. Soc. Am. A.* **18** (3) (2001).

[Bueno & Vargas-Martín, 2002] J.M. Bueno and F. Vargas-Martín. Measurements of the corneal birefringence with a liquid-crystal imaging polariscope. *Appl. Opt.* **41**, 116-124 (2002).

[Bueno & Campbell, 2003] J.M. Bueno and M.C. Campbell. Polarization properties of the in vitro old human crystalline lens *Ophthalmol. Physiol. Opt.* **23**, 109-118 (2003).

[Bueno et al., 2004] J.M. Bueno, E. Berrio, M. Ozolinsh, and P. Artal, P. Degree of polarization as an objective method of estimating scattering. *J. Opt. Soc. Am. A.* **21**, 1316-1321 (2004).

[Bueno, 2004] J.M. Bueno. The influence of depolarization and corneal birefringence on ocular polarization. *J. Opt. A: Pure Appl. Opt.* **6**, 91-99 (2004).

[Bueno et al, 2006] J.M. Bueno, G.M. Pérez, E. Berrio and P. Artal. Polarimetría ocular en doble paso y calidad de imagen retiniana. *Ver y Oír.*, 205 (2006).

[Bueno et al., 2009] J.M. Bueno, C.J. Cookson, J.J. Hunter, M.L. Kisilak and M.C. Campbell. Depolarization properties of the optic nerve head: the effect of age. *Ophthalm. Physiol. Opt.* **29**, 247-255 (2009).

[Bueno & Pérez, 2010] J.M. Bueno and G.M. Pérez. Combined effect of wavelength and polarization in double-pass retinal images in the human eye. *Vis. Res.* **50**, 2439-2444 (2010).

[Burns et al, 1995] S.A. Burns, S. Wu, F. Delori and A.E. Elsner. Direct measurement of human-cone photoreceptor alignment. *J. Opt. Soc. Am. A.* **12**(10) (1995).

[Burns et al., 2003] S.A. Burns, A.E. Elsner, M.B. Mellem-Kairala and R.B. Simmons. Improved Contrast of Subretinal Structures using Polarization Analysis. *Inv. Oph. Vis. Sci.* **44**(9), 4061-4068 (2003).

[Castro Torres, 2008] J.J Castro Torres. Calidad óptica en visión binocular. *Tesis Doctoral*, Universidad de Granada (2008).

[Chipman, 1995] R.A. Chipman. "Polarimetry," in Handbook of Optics, Vol. 2, 2nd ed., M.Bass, Ed. McGraw-Hill, New York. Chap. 22 (1995).

[Delori & Pflibsen, 1989] F.C. Delori and K.P. Pflibsen. Spectral reflectance of the human ocular fundus. *Appl. Opt.* **28**, 1061-77 (1989).

[Díaz-Doutón et al., 2006] F. Díaz-Doutón, A. Benito, J. Pujol. M. Arjona, J.L Güell and P.Artal. Comparison of the retinal image quality with a Hartmann-Shack wavefront sensor and a double-pass instrument. *Inv. Oph. Vis. Sc.* **47**, 1710-1716 (2006).

[Drasdo & Fowler, 1974] N. Drasdo and C.W. Fowler. Non-linear projection of a retinal image in a wideangle schematic eye. *Br. J. Ophthalmol.* **58**, 709-714 (1974).

[Drehel et al, 1992] A.W. Dreher, K.Reiter, and R.N. Weinreb. Spatially resolved birefringence of the retinal nerve fiber layer assessed with a retinal laser ellipsometer. *App Opt.* **31** (19), 3730-3735 (1992).

[Elsner et al., 1992] A.E Elsner, S.A Burns, G.W. Hughes and R.H. Webb. Reflectometry with a scanning laser ophtalmoscope. *App.Opt.* **31**(19), 3697-3710 (1992).

[Flamant, 1955] F. Flamant. Etude de la repartition de lumiere dans l'image retinienne d'une fente. *Rev. Opt.* **24**, 433-459 (1955).

[Freegard, 1997] T.J. Freegard. The physical basis of transparency of the normal cornea. *Eye.* **11**, 475-461 (1997).

[Guirao, 2008] A. Guirao. Calidad óptica del ojo humano en función de la edad. *Tesis Doctoral*, Universidad de Murcia (2008).

[Hamer et al., 1989] R.D. Hamer, A.M. Norcia, C.W. Tyler and C. Hsu-Winges. The development of monocular and binocular VEP acuity. *Vis. Res.* **4**, 397-408 (1989).

[Hart & Farrel, 1969] W. Hart and R.A. Farrel. Light scattering in the cornea. *J. Opt. Soc. Am.* **59**, 766-774 (1969).

[Hemenger, 1992] R.P. Hemenger. Sources of intraocular light scatter from inversion an empirical glare function. *App. Opt.* **31**(19), 3687-3693 (1992).

[Hogan et al. 1971] M.J Hogan, J.A. Alvarado and J.E. Weddell. Histology of the human eye. An Atlas and textbook, Ed.W.B. Saunders (1971).

[Huang, 2006] X. Huang. Polarization properties of the retinal nerve fiber layer. *Bull. Soc. belge Ophtalmol.* **302**, 71-88 (2006).

[Hunter et al., 2003] D.G. Hunter, S.N. Patel and D.L. Guyton. Automated Detection of Foveal Fixation by use of Retinal Birefringence Scanning. *App. Opt.* **38**(7), 1273-1279 (1999)

- [Jiménez et al., 2008]** J.R. Jiménez, C. Ortiz, F. Pérez-Ocón and J.J. Castro. Objective and subjective optical-quality measurements in subjects with keratitis and age-related macular degeneration. *J. Mod. Opt.* **55**, 2371-2380 (2008).
- [Knighton & Huang, 2002]** R. Knighton and X.R. Huang. Analytical methods for scanning laser polarimetry. *Opt. Exp.* **10**(21), 1179-1189 (2002).
- [Kruger et al., 1997]** P.B. Kruger, S. Mathews, M. Katz, K.R. Aggarwala and S. Nowbotsing. Accommodation without feedback suggests directional signals specify ocular focus. *Vis. Res.* **37**, 2511-2526 (1997).
- [Lopez-Gil et al., 1998]** N. Lopez-Gil, I. Iglesias and P. Artal. Retinal image quality in the human eye as a function of the accommodation. *Vis. Res.* **38** (1998).
- [Malus, 1809]** E. Malus. Sur la mesure du pouvoir réfringent des corps opaques. *J. l'Ec. Pol.* **8**, 219-228 (1809).
- [Maurice, 1969]** D.M. Maurice. The cornea and sclera. In the eye (H. Davson ed. Academic Press 2^o ed.), **1**, 486-600 (1969).
- [Miller & Benedeck, 1979]** D. Miller and G. Benedeck. Intraocular light scatter: Theory and clinical applications (Springfield: C.C Thomas) (1973).
- [Morgan et al., 1998]** J.E. Morgan, A. Waldock, G. Jeffery and A. Cowey. Retinal nerve fibre layer polarimetry: Histiological and clinical comparision, *Br. J. Ophthalmol.* **82**, 684-690 (1988).
- [Ortiz et al., 2010]** C. Ortiz, J.R. Jiménez, F. Pérez-Ocón, J.J. Castro and R. González-Anera. Retinal-image quality and contrast-sensitivity function in age-related macular degeneration, *Cur. Eye Res.* **35**, 757–761 (2010).
- [Pérez Sánchez, 2009]** G. Pérez Sánchez. Estudio de la difusión intraocular y de un nuevo sistema de medida. *Tesis Doctoral*, Universidad de Murcia (2009).
- [Pfister, 1973]** R. Pfister. The normal surface of corneal epithelium: a scanning electron nmicroscope study, *Invest. Ophthalmol.* **12**,654 (1973).
- [Pircher et al., 2004]** M. Pircher, E. Götzinger, R. Leitgeb, H. Sattmann, O. Findl and C. Hitzenberger. Imaging of polarization properties of human retina in vivo with phase resolved transversal PS-OCT. *Opt. Exp.* **12**(24), 5940-5951 (2004).
- [Reiter & Dreher, 1998]** Reiter, K. and Dreher, A.W. Laser Eye examination apparatus employing polarized light probe. United States Patent No. 5,787,890 (August 4, 1998).
- [Roorda, 1996]** A. Roorda. Double-pass reflections in the human eye. *PhD Thesis*, University of Waterloo (1996).
- [Santamaría et al., 1987]** J. Santamaría, P. Artal and J. Bescós. Determination of the pointspread function of human eyes using a hybrid optical-digital method. *J. Opt. Soc. Am. A.*, **4**, 1109-1114 (1987).

[Tutt et al., 2000] R. Tutt, A. Bradley, C. Begley and L.N. Thibos. Optical and visual impact of tear break-up in human eyes. *Inv. Oph. Vis. Sci.* **41**, 4117-4123 (2000).

[URL1] <http://patentados.com/patente/dispositivo-metodo-medida-difusion-scatering-ocularbasado/>

[URL2] <http://www.ocularis.com>

[Van Blokland, 1985] G.J. Van Blokland. Ellipsometry of the human retina in vivo: preservation of polarization. *J.Opt. Soc. Am. A.*, **2**, 72-5 (1985).

[Van Blokland & Van Norren, 1986] G.J. Van Blokland and D. Van Norren. Intensity and polarization of light scattered at small angles from the human fovea. *Vis. Res.* **36**, 2229-47 (1986).

[Van Blokland & Verhelst, 1987] G.J. Van Blokland and S.C. Verhelst. Corneal polarization in the living human eye explained with a biaxial model. *J. Opt. Soc. Am. A.* **4**, 82-90 (1987).

[Villegas et al., 2002] E.A. Villegas, C. Gonzalez, B. Bourdoncle, T. Bonnin and P. Artal. Correlation between Optical and Psychophysical Parameters as a Function of Defocus. *Opt. Vis. Sci.* **79**(1) (2002).

[Westheimer & Liang, 1995] G. Westheimer and J. Liang. Influence of ocular light scatter on the eye's optical performance. *J. Opt. Soc. Am.* **12**, 1417-1424 (1995).

[Westheimer y Campbell, 1962] G. Westheimer and F.W. Campbell. Light distribution in the image formed by the living human eye. *J. Opt. Soc. Am.* **52**, 1040-1045 (1962).

[Weinreb et al., 1990] R.N. Weinreb, S. Shakiba, L. Zangwill. Scanning laser polarimetry to measure the nerve fiber layer of normal and glaucomatous eyes. *Am. J. Ophthalm.* **119**, 627-36 (1995).

[Williams et al., 1994] D.R. Williams, D.H. Brainard, M.J. McMahon and R. Navarro. Double-pass and interferometric measures of the optical quality of the eye. *J. Opt. Am. A.* **11**, 3123-3135 (1994).