

UNIVERSIDAD DE BARCELONA
FACULTAD DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA

**“SENSIBILIDAD AL CONTRASTE
TRAS LASIK CONVENCIONAL Y
PERSONALIZADO”**

Yolanda Iribarne Ferrer

Barcelona, 2005

2- INTRODUCCIÓN

2.1- FUNCIÓN VISUAL

La función visual consiste en la capacidad de los sujetos para recoger, integrar y dar significado a los estímulos luminosos captados por su sentido de la vista²⁸. El ojo es el órgano receptor de esta energía luminosa, siendo capaz de transformarla en impulsos nerviosos con el objetivo de enviarla al cerebro para procesar esa información, y así obtener significados y elaborar conceptos²⁸. Por ello es necesario conocer qué es y cómo funciona el sistema visual para poder corregir o evitar sus alteraciones, defectos o limitaciones.

El globo ocular es un órgano esférico de unos 2 centímetros de diámetro cuyos componentes forman un sistema óptico complejo para permitir la visión. Se ha comparado al ojo con una cámara fotográfica, donde la córnea y el cristalino equivaldrían al sistema de lentes, la pupila al diafragma y la retina al carrete de fotos²⁹.

2.1.1- AGUDEZA VISUAL

2.1.1.1- INTRODUCCIÓN

La medida de la agudeza visual (AV) del paciente es esencial y constituye la primera parte de cualquier exploración ocular³⁰, siendo quizá la prueba de función visual más utilizada²⁹. Aunque la técnica de exploración es sencilla, el proceso es complejo ya que requiere la interacción de numerosos factores, tanto fisiológicos como psicológicos. La evaluación de la AV requiere que el ojo detecte el objeto y convierta la información visual en impulsos nerviosos. Esta información se transmite a la corteza cerebral donde debe ser interpretada por el cerebro (se equipara a formas ya existentes en la memoria), y una vez identificado, el paciente debe comunicar al examinador el reconocimiento del objeto³⁰.

2.1.1.2- DEFINICIÓN

La medida de la AV muestra la capacidad de discernir las cosas y sus detalles, es decir, mide el grado de la capacidad visual del ojo³¹. No se basa en el objeto más pequeño

que el ojo puede reconocer, sino en la menor distancia que existe entre dos puntos que el ojo puede distinguir como diferentes³¹. Esta facultad del sistema visual de detectar cambios en el entorno, depende básicamente de dos factores: por un lado los asociados a la óptica del ojo (ametropías, diámetro pupilar, irregularidad de las superficies transparentes oculares) y por otro los referidos a aspectos neurológicos del proceso visual.

En teoría, el ojo tiene una resolución máxima de un segundo de arco o agudeza 20/20³⁰. En la práctica, los jóvenes suelen tener una AV mejor que ésta, de 20/15, que se corresponde con la distribución de conos individuales en la foveola (cada cono se relaciona con una célula ganglionar)³⁰. Existe una pérdida de AV con la edad, de forma que en la tercera edad se puede considerar normal una AV de 20/30 e incluso de 20/40³⁰.

2.1.1.3- TEST DE SNELLEN

En 1862 Snellen describió la prueba que se sigue utilizando en nuestros días para determinar la AV, basándose en el siguiente principio: “el menor ángulo bajo el cual objetos de tamaño y forma conocidos pueden percibirse, determina el ángulo de agudeza visual”³⁰. Snellen calculó matemáticamente cuál era, en condiciones normales, la mínima separación entre dos objetos que podía ser reconocida a una distancia determinada y, sobre esta base, elaboró unas tablas de letras de distintos tamaños que debían ser leídas, por un ojo normal, a diferentes distancias³⁰.

La distancia mínima entre conos en la región foveal es de 0.004 mm, lo que representa la máxima discriminación posible. Así, el ángulo visual menor que se hace perceptible es de 1 minuto²⁹. El test utilizado para medir la AV se llama optotipo. El optotipo de Snellen tiene unas dimensiones 5 veces mayor al mínimo detalle a reconocer; si el observador es capaz de resolver el detalle de una figura de este test, su mínimo ángulo de resolución es un minuto de arco y la AV es 20/20. En la figura 1 se observa el típico optotipo de Snellen³¹.

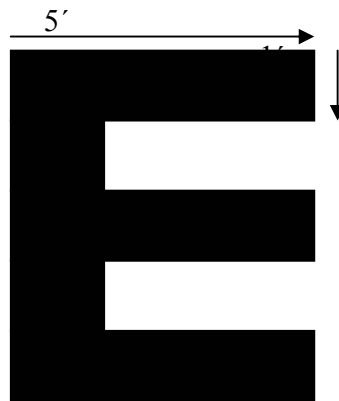


Fig. 1: Típico optotipo de Snellen

En la práctica, los estímulos de AV están basados en este principio y se representan en forma de letras, números o imágenes. Es fundamental comprobar que las condiciones de iluminación de la sala de exploración y la distancia son las ideales para el optotipo del que se dispone. La distancia a la que se mide la AV es de 6 metros para eliminar las contribuciones de la presbicia o la acomodación³⁰.

La AV se puede expresar en forma de fracción, en la que el dividendo muestra la distancia a que se está viendo el optotipo y el divisor la distancia a la que se deberían distinguir las imágenes de cada tamaño (por ejemplo, 3/6 sería ver a 3 metros la línea de letras que se supone que un individuo emétrope debe ver a 6 metros)³². Otra forma de anotar la AV es la decimal, en la que se reduce la fracción de Snellen a un número decimal (en el ejemplo anterior equivaldría a 0,5). De este último modo se puede explicar fácilmente al paciente que ve un 50%, aunque esto no sea del todo exacto.

La forma de anotar el resultado varía en distintos países. Snellen utiliza los metros como referencia, Estados Unidos emplea pies y, en Europa se prefiere la escala decimal. Se pueden ver las equivalencias en la tabla 1³¹:

Tabla 1: Equivalencia de medidas de AV³¹

metros	pies	decimal	ángulo visual
6/6	20/20	1,0	1,0
6/9	20/30	0,66	1,5
6/12	20/40	0,5	2,0
6/18	20/60	0,33	3,0
6/24	20/80	0,25	4,0
6/60	20/200	0,1	10,0

Para tomar la AV se debe empezar por las imágenes más grandes y de forma progresiva se señalan imágenes cada vez más pequeñas. Se anota la línea más pequeña que el paciente es capaz de distinguir con cada ojo. En caso de no ver las figuras mayores, se acerca al paciente hasta que pueda verlas, y se anota la distancia. Así, por ejemplo, una AV de 0,1 a 3 metros equivale a una AV de 0,05. Para grados de AV menor, se determina la distancia mayor a la que distingue los dedos (por ejemplo, cuenta dedos a 2 metros) o si es menor la AV, se valora si capta movimientos de mano o la percepción de luz. En este último caso, se determina si además de percibir la luz es capaz de proyectarla en todos los campos de visión.

En las publicaciones científicas va haciéndose más habitual el uso de la anotación logMAR. El MAR (ángulo mínimo de resolución) representa el ángulo más pequeño del detalle del optotipo que distingue el sujeto³³. Se expresa en minutos de arco y equivale a la inversa de la AV expresada fraccionalmente. Así, una AV de 3/6 equivale a un MAR de 2 minutos de arco, y su logaritmo decimal (logMAR) sería 0,3³⁴.

La determinación de la AV próxima está menos estandarizada. El método más popular es el de textos impresos en diferentes tamaños que se sitúan a la distancia de lectura (33 cm), con la adecuada corrección de gafas y una buena iluminación²⁹. Posiblemente, los optotipos más usados en este sentido son los de Jaeger, que van de J20 (letras más grandes) a J1 (las más pequeñas)³⁴.

2.1.1.4- TIPOS DE TESTS UTILIZADOS

Desde que Snellen propusiera sus famosos optotipos en 1862, en el seno del II Congreso Internacional de Oftalmología de Utrecht, han sido numerosos los optotipos propuestos para mejorar la presentación del test al paciente y adaptarlos a grupos de población especiales³². Por ello, si la persona es analfabeta se utilizan tests que no contengan letras (como la E de Snellen, la C de Landolt o números). Existen tests adaptados para niños que consisten en dibujos (como el test de Pigassou). En el caso de los tests de letras y números, la AV es mayor, pues estamos habituados a verlos. Sloan³⁵ recomienda 10 tipos de letras para su medición (z, n, r, h, v, d, k, c, o, s) ya que estas letras tienen el mismo número de contorno verticales, horizontales y oblicuos.

2.1.1.5- FACTORES QUE INFLUYEN EN LA AV

Existen diversos factores que influyen en la AV³¹:

- **Límites anatómicos:** el número, la distribución y la posición de los fotorreceptores en la retina determinan el ángulo mínimo de resolución del individuo.
- **Aberraciones de las superficies oculares:** existen distintos tipos que son estudiados con detenimiento más adelante.
- **Iluminación del test:** hay que realizar el test en condiciones de luz adecuada (400-500 candelas) para obtener resultados reproducibles.
- **Contraste:** un detalle negro sobre fondo blanco es más fácil de ver que sobre fondo gris. Si el contraste disminuye, debe aumentarse la intensidad de la iluminación para mantener la AV.
- **Tiempo:** en ojos ambliopes es importante dejar tiempo para responder para obtener un resultado fiable.

- **Edad:** en general la máxima AV se alcanza a los 8-10 años, manteniéndose durante la edad adulta y desciende a partir de los 45 años.
- **Error refractivo:** en las ametropías los rayos que inciden en el ojo convergen por delante (miopía) o por detrás (hipermetropía) de la retina, provocando una imagen borrosa, que puede ser corregida con gafas, lentes de contacto o cirugía. En el caso de existir astigmatismo se pierde menos visión cuando el eje es horizontal o vertical que cuando es oblicuo.

2.1.2- SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

2.1.2.1- CONCEPTO

La función visual generalmente es medida por la agudeza visual (AV), que determina el detalle más pequeño que puede ser visto con un alto contraste (se utilizan letras negras sobre fondo blanco)³¹. Por tanto, determina la capacidad de una persona de detectar pequeños detalles bajo condiciones de contraste máximo³⁶.

El mundo exterior, sin embargo, no está compuesto exclusivamente por blanco y negro. Los objetos tienen varios niveles de contraste, así como distintos tamaños. Por ello existen personas que a pesar de tener una buena agudeza visual, refieren tener una visión pobre³⁷. Para poder evaluar la función visual en todo el extenso rango de tamaños y contrastes que aparece en el entorno, se han creado nuevos métodos de exploración que aportan una información más completa de la función visual que la agudeza visual³⁸. Por tanto la sensibilidad al contraste (SC) se podría definir como la capacidad de detectar diferencias de luminosidad entre zonas contiguas³⁸.

Una situación de alto contraste corresponde a visualizar un objeto negro sobre fondo blanco, mientras que la detección de un objeto blanco sobre un fondo blanco supondría una situación de bajo contraste. Por tanto, la SC indica la capacidad para detectar pequeñas

diferencias entre intensidades de gris³⁹ y determina el contraste umbral necesario para la identificación de un objeto⁴⁰. Los estímulos físicos que intervienen en el conocimiento visual del mundo externo son principalmente los contrastes, ya sean de luminancia o de color⁴¹, y son reconocidos gracias a la ayuda del conocimiento o aprendizaje previo.

En ojos normales, cuando disminuye la AV también lo hace la SC. Pero existen casos donde a pesar de existir una buena AV se evidencia una disminución de la SC, como ocurre en diversas patologías, como la neuritis óptica⁴², el pseudotumor cerebri⁴³, la esclerosis múltiple⁴⁴ o la coroidopatía serosa central⁴⁵ entre otras.

Los pacientes intervenidos de cirugía refractiva se diferencian de otro tipo de pacientes quirúrgicos oftalmológicos, pues suelen ser individuos jóvenes que tienen una excelente AV con su corrección óptica. Algunos de ellos, a pesar de conseguir una AV excelente tras la cirugía, no están contentos con el resultado de la operación. Por ello, a la hora de determinar la función visual de los pacientes, se considera la medición de la SC como una prueba más sensible que la AV⁴⁶.

2.1.2.2- TIPOS DE PRUEBAS PARA MEDIR LA SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

La SC determina la habilidad del sistema visual para detectar objetos de distintos tamaños y contrastes. Hasta la fecha no existe consenso sobre el mejor método para medir la SC, pudiéndose realizar mediante rejillas sinusoidales, objetos o letras⁴¹.

A. **Redes sinusoidales:** Una rejilla sinusoidal consta de una serie repetida de barras oscuras y barras luminosas. Cada pareja de barras (una clara y una oscura) forma un ciclo. La luminosidad de las barras varía de forma sinusoidal en sentido perpendicular a la orientación de las barras⁴⁷. La rejilla sinusoidal está determinada por tres variables:

- **Frecuencia espacial:** corresponde al número de ciclos comprendidos en una distancia determinada (normalmente un grado de ángulo visual, que suele

expresarse en ciclos por grado o cpg)⁴⁸. Cuanto más alejadas están las barras entre sí menor es la frecuencia de los ciclos⁴⁰.

- **Orientación:** las barras pueden ser horizontales, verticales u oblicuas (el extremo superior hacia la izquierda o hacia la derecha).
- **Contraste:** cada barra presenta una luminosidad determinada. La diferencia de luminosidad entre las barras claras y las oscuras determina el contraste de la rejilla.

La red sinusoidal, gracias a su invariabilidad de forma en el paso objeto - imagen, tiene la ventaja de que, pese a que en el desenfoco se reduce el contraste, no se altera su morfología. De este modo, la red sinusoidal continúa siendo una red sinusoidal, con sus barras más ó menos diferenciadas entre sí, mientras que una E de Snellen borrosa cambiará su contraste pero también su apariencia.

- B. **Letras:** Suponen cierto ahorro de tiempo en la exploración, pues el paciente ya está familiarizado con el estímulo. Evalúa simultáneamente múltiples meridianos, de modo que al aumentar la frecuencia disminuye el tamaño de la letra en todos los meridianos (en la rejilla sinusoidal, al aumentar la frecuencia la altura del test permanece constante, por lo que el tamaño del objeto sólo se reduce en una dirección).

2.1.2.3- SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

Para medir el **contraste** se aplica la fórmula de Michelson⁴⁹:

$$C = \frac{L (\text{máx}) - L (\text{mín})}{L (\text{máx}) + L (\text{mín})}$$

En esta fórmula C es el contraste, y $L(\text{máx})$ y $L(\text{mín})$ son las luminancias máxima y mínima del estímulo a considerar. De este modo, el contraste puede variar desde un mínimo de cero (no contraste) hasta uno (máximo contraste entre el estímulo y su campo de fondo)⁵⁰. Al multiplicar el resultado por 100 se obtiene el porcentaje de contraste.

El nivel mínimo de contraste que permite la discriminación de un objeto se denomina “**umbral de contraste**”⁵⁰. Para determinarlo se modifica el contraste desde un nivel en el que las barras de la rejilla son invisibles hasta uno en el que aparecen visibles o viceversa. Multiplicándolo por 100 se obtiene el porcentaje del umbral de contraste.

La “**sensibilidad al contraste**” (SC) es el inverso del porcentaje del umbral de contraste⁵⁰. Un nivel de umbral del 1% equivale a una SC de 100, y un umbral de 0,8% es equivalente a una SC de 125⁵⁰. La SC también se puede expresar en unidades logarítmicas⁵⁰, de modo que una SC de 10 equivale a $\log 1$, una de 100 a $\log 2$ y una de 1000 a $\log 3$.

El nivel umbral de contraste en diferentes frecuencias y contrastes determina la “**función de sensibilidad al contraste**” (FSC)⁵⁰ y se puede representar gráficamente generando una “**curva de sensibilidad al contraste**”, con la frecuencia en el eje de abscisas y el contraste en el de ordenadas⁴¹. La representación de una FSC normal tiene forma de “U” invertida (ver figura 3). El área por encima de la curva representa la región de baja sensibilidad en la que el sistema visual no es capaz de detectar un objeto, mientras que el área por debajo de la curva representa la región de alto contraste en la que los objetos son visibles. La intersección de la FSC con el eje de abscisas supone una estimación bastante aproximada de la AV⁴⁰.

2.1.2.4- MÉTODOS DE MEDICIÓN DE LA SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

Existen dos formas de medir la SC: la forma objetiva (potenciales visuales evocados) y la forma subjetiva, que es la más utilizada⁵⁰.

Para realizar las pruebas de medición de FSC es necesario estandarizar la iluminación del fondo, el objeto de la prueba y la distancia. Las pruebas subjetivas más utilizadas para medir la FSC son:

- A. **CSV 1000⁵⁰**: Este aparato proporciona una luz fluorescente que retroilumina una pantalla traslúcida y una serie de fotocélulas monitorizan y calibran automáticamente el nivel de iluminación de la pantalla a 85 candelas/m². La pantalla presenta rejillas sinusoidales verticales con cuatro frecuencias espaciales: 3, 6, 12 y 18 cpg. Cada frecuencia está presentada en una fila de la pantalla. Se selecciona con un mando a distancia de rayos infrarrojos la secuencia deseada entre 5 opciones: A, B, C, D o ninguna iluminada. En cada línea hay 17 círculos de 1,5 pulgadas de diámetro: el primer círculo de la línea presenta una muestra de alta SC y los 16 círculos restantes van en parejas, de modo que una de ellos contiene una rejilla sinusoidal y el otro está vacío. Los círculos que contienen la rejilla van disminuyendo el contraste conforme se desplazan hacia la derecha de la línea. El paciente debe colocarse a una distancia de 2,4 metros y observar el círculo de muestra. A continuación debe identificar en cuál de los dos círculos (en el de arriba o en el de abajo) se encuentra la rejilla sinusoidal. El nivel de contraste de la última respuesta correcta representa el umbral de contraste, que se marca en la curva de la prueba. Se repiten los mismos pasos con todas las filas.
- B. **MCT 8000 (Multivisión Contrast Tester)**: Consiste en una unidad de sobremesa que tiene varias diapositivas, de las cuales 5 son para pruebas de SC. Cada diapositiva contiene siete muestras de rejillas sinusoidales, disminuyendo el contraste progresivamente del 1 al 7, manteniendo la misma frecuencia. La orientación de las rejillas puede ser vertical, oblicua a la derecha o hacia la izquierda. Cada muestra presenta un ángulo de visión de 1,6 grados para una distancia de 45 cm. El paciente debe indicar la orientación de la rejilla en cada diapositiva, marcando la última respuesta correcta en la correspondiente curva.

C. **Pantalla de Pelli-Robson**⁵¹: Es una pantalla de pared impresa por ambas caras. Cada cara tiene ocho filas y cada fila contiene dos tripletes de letras, por lo que en cada cara hay 16 tripletes de letras. Dentro de cada triplete las letras tienen el mismo contraste, el cual va disminuyendo en 0,15 unidades logarítmicas en cada triplete. El paciente debe leer las letras a un metro de distancia, comenzando por las de contraste más alto, hasta que falle en la lectura de 2 ó 3 letras en un triplete. Cada letra correcta se marca en la hoja de cálculo de la prueba y añade 0,005 log a la calificación.

2.1.2.5- SENSIBILIDAD AL CONTRASTE EN UN SUJETO NORMAL

La SC en un sujeto normal presenta un pico máximo en la frecuencia espacial de 3-5 ciclos por segundo⁵², observando este pico en todas las edades y tanto de forma monocular como binocular. Diversos autores^{53,54} obtienen este pico alrededor de los 4 ciclos y determinan que a bajas (0-3 ciclos / segundo) y altas (+10 ciclos / segundo) frecuencias espaciales, la sensibilidad al contraste presenta una típica atenuación con la edad, sin encontrar diferencias entre sexos.

Para Derefelt⁵² no existen diferencias entre el ojo derecho y el izquierdo, pero afirma existir mayor SC de forma binocular que monocular. Diversos autores^{53,54} han mostrado que la SC se incrementa con la edad en todas las frecuencias espaciales, llegando a niveles adultos en la primera década de la vida. En sujetos mayores de 60 años se detecta una disminución de la SC sobre todo de las frecuencias espaciales medias y altas⁵², pudiendo ser la causa la opacificación del cristalino⁵⁵ (aumenta la difusión de la luz percibiendo los bordes de los objetos difuminados) o bien a que el sistema de procesamiento retina-cerebro pierda su capacidad de identificar contrastes^{56,57}. Por tanto podemos concluir que tanto en la infancia como en la edad avanzada existe una disminución de la SC.

2.1.2.6- MIOPIA Y SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

Parece ser que los pacientes miopes tienen una disminución de la SC⁵⁸, aunque algunos estudios^{59,60} afirman que si la miopía está bien corregida no se produce ningún efecto sobre la SC. También existen autores⁶¹ que afirman que en miopes magnos se produce una disminución de la SC al corregir la miopía con gafas, pero que esta disminución no se detecta al corregir la miopía con lentes de contacto. Por ello, para evaluar si existe una verdadera disminución de la SC postoperatoria es necesario compararla con los valores preoperatorios medidos con la mejor corrección y, si es posible, con lentes de contacto⁵⁰.

Otro concepto a tener en cuenta es la miopía nocturna o crepuscular, pues puede modificar la SC⁶². Este tipo de miopía se define como un cambio refractivo que se manifiesta cuando disminuye la iluminación a partir de niveles fotópicos⁶³. En circunstancias escotópicas se produce un incremento de la miopía de 0,75 D o más⁶⁴ siendo atribuido a cambios acomodativos o a una alteración en las aberraciones esféricas o cromáticas atribuido al aumento del tamaño pupilar⁶².

2.1.2.7- SENSIBILIDAD AL CONTRASTE TRAS CIRUGÍA REFRACTIVA

La cirugía LASIK produce una influencia adversa sobre la SC, de modo que cuanto mayor es el error refractivo a corregir, mayor es la cantidad corneal que se debe ablacionar, siendo mayor el efecto sobre la SC⁶⁵. Este tipo de cirugía modifica la estructura corneal, pudiendo afectar el sistema óptico que atraviesan los rayos de luz al entrar en el ojo. Los factores que influyen en el funcionamiento óptico de la córnea tras LASIK son:

- A. **HAZE u opacificación corneal:** los elementos responsables de esta alteración se deben a procesos histopatológicos⁶⁷. Tras LASIK la incidencia de haze es mucho menor que tras PRK pues la ablación se realiza a nivel estromal, dejando intacta la membrana de Bowman. La intensidad del haze corneal se corresponde con la cantidad de luz reflejada en el estroma corneal. Los pacientes que lo padecen

detectan una dispersión de la luz que produce una disminución de la SC⁶⁸. Esta disminución de la SC vuelve a valores preoperatorios cuando el haz desaparece⁶⁹.

B. Astigmatismo irregular: aparece como consecuencia de descentramientos^{70,71} en la ablación o del flap corneal, por una cicatrización anómala o por islas centrales⁷². Puede producir degradación de la imagen retiniana así como deslumbramientos y disminución de la SC⁷³.

C. Asfericidad corneal: tras la cirugía refractiva corneal se altera la asfericidad corneal⁷⁴ ya que la córnea prequirúrgica es “prolata” (tiene mayor curvatura en la zona central que en la periferia)⁷⁵. La cirugía aplanar la zona central de la córnea, convirtiéndola en “oblata” provocando una distorsión de la imagen retiniana, que influye en la SC⁶⁵.

D. Aberraciones: se comentan con detenimiento más adelante.

La mayoría de los estudios que evalúan la SC tras cirugía refractiva corneal, evidencian una disminución de la misma^{76,77} sobre todo los tres primeros meses postoperatorios, ya que es cuando tiene lugar la mayor dispersión de luz a nivel corneal⁷⁶.

Algunos autores afirman que tras realizar PRK se produce una disminución de la SC^{78,79} hasta un año después de operados^{80,81}, pero otros muestran que la SC vuelve a los valores preoperatorios entre 3 y 12 meses después de la PRK⁸².

Existen autores⁸³ que comparan la influencia sobre la SC con PRK y con LASIK, encontrando una disminución en los dos tipos de técnicas, pero que gradualmente recuperaba los valores originales. La recuperación era más rápida en LASIK (alrededor de tres meses) que en PRK (de seis a doce meses).

Otros autores⁸⁴ evaluaron la SC tras LASIK en 17 ojos de 10 pacientes, detectando una disminución en las frecuencias espaciales medias y bajas en el primer mes, con una

recuperación al tercer mes de la cirugía. Además, encontraron una mejoría en las frecuencias espaciales de 3, 12 y 18 cpg a los seis meses del LASIK, aunque estos cambios no eran significativos, pudiendo sugerir que se había producido una mejora en la calidad visual. Otros autores⁸⁵ han mostrado una recuperación más rápida de la SC tras LASIK, evidenciando una disminución en todas las frecuencias espaciales, sobre todo la primera semana, alcanzando valores casi normales al mes de la cirugía en las frecuencias de 3 y 6 cpg (aunque las frecuencias más altas tardaban hasta 3 meses en recuperarse). En vista de esta controversia con respecto a la recuperación de la SC, Chan⁶⁵ realizó un estudio sobre la recuperación de la SC en 41 pacientes intervenidos de LASIK, con un seguimiento de un año, concluyendo que se produce una disminución de la SC postoperatoria, pero que recupera los valores preoperatorios al cabo de 6 meses. También concluye que existe una correlación entre el equivalente esférico y la afectación de la sensibilidad al contraste, de modo que cuanto mayor es el error refractivo a corregir, mayor es la repercusión sobre la SC.

Montés-Micó⁸⁶ realizó un estudio sobre la SC en 20 pacientes para determinar cuáles eran las frecuencias espaciales más útiles a la hora de evaluar la SC en pacientes intervenidos de cirugía corneal, concluyendo que eran las frecuencias de 6 y 12 ciclos/grado. Según Tumbocón⁸⁷ el LASIK afecta a la SC para correcciones mayores de 3 dioptrías.

2.2- TRATAMIENTO DE LA MIOPIA

2.2.1- DEFINICIÓN Y CARACTERÍSTICAS DEL OJO MIOPE

2.2.1.1- CONCEPTO

La miopía puede definirse como aquellas condiciones ópticas que hacen que, con la acomodación relajada, la imagen de un objeto lejano quede enfocada por delante de la retina⁸⁸. La denominación de miopía se debe a la costumbre de los sujetos cortos de vista de entrecerrar los párpados cuando miran a objetos lejanos con el fin de obtener las ventajas de una abertura estenopeica (mios = músculo; ops = ojo)⁸⁹.

2.2.1.2- CARACTERÍSTICAS

El ojo puede ser miope por tener un eje antero-posterior más largo de lo normal, asociado o no a una mayor curvatura corneal anterior (que es lo más frecuente), o bien asociado a una curvatura mayor de las caras del cristalino (esferofaquia)⁹⁰, aunque esto último es muy raro.

La miopía siempre supone una disminución en la agudeza visual lejana, incluso en miopías ligeras de -0.50 dioptrías⁹⁰. Las miopías bajas cursan con dificultad en la visión lejana, pero no presentan otras alteraciones oculares. Las miopías elevadas suelen ser hereditarias y aparecen en la infancia, entre los 5 y 10 años de edad, progresando hasta los 20-25 años, incluso más⁹⁰. Cursan con una disminución visual importante que puede llevar a la ceguera debido a los cambios degenerativos coriorretinianos que la acompañan (que no suelen aparecer hasta la 4ª-5ª década) o bien por desprendimientos de retina⁹⁰.

Los cambios degenerativos en el vítreo son también frecuentes en las altas miopías, y provocan opacidades vítreas, particularmente molestas para el paciente miope, originando las famosas “moscas volantes” o miodesopsias.

En las miopías altas los ojos son prominentes, las pupilas aparecen dilatadas y la cámara anterior parece más profunda. Además desarrollan cataratas a edades más tempranas que el resto de la población y presentan mayor incidencia de glaucoma de ángulo abierto⁹⁰.

2.2.1.3- EVOLUCIÓN

Desde el momento del nacimiento hasta la pubertad existe un proceso natural hacia la emetropización: todos los defectos miópicos como los hipermetrópicos tienden a mejorar, tal vez porque es el propio estado refractivo el que regula el crecimiento ocular⁹⁰.

Sólo una minoría de adolescentes continuará siendo miope, aunque tiende a estabilizarse hacia los 18-20 años. Sin embargo, hacia esta edad puede aparecer una miopía “de novo” y, en algunos casos, progresar durante la vida adulta⁹⁰.

Cada vez se diagnostica la miopía en edades mayores, debido a un incremento en los requerimientos de visión cercana en nuestra sociedad. En un estudio en niños de 18 años que acababan el bachillerato, un 26% eran miopes, y en universitarios esta cifra aumentaba hasta un 60 %⁹¹.

Son numerosos los estudios publicados sobre el efecto de diferentes agentes en la progresión de la miopía en niños: ciclopléjicos⁹², medicación antiglaucomatosa⁹⁰, apomorfina tópica⁹³, cirugía escleral⁹⁰, uso de lentes bifocales⁹⁴, lentes de contacto⁹⁴, vitaminas⁹⁰... pero los resultados no han sido concluyentes en ningún caso.

La miopía que aparece de “novo” a partir de la 5ª década es sugestiva de la aparición de una catarata senil que provoca un incremento del índice de refracción del cristalino⁹⁰. También puede aparecer miopía a causa de ciertas metabolopatías, como la diabetes, debido al aumento del volumen cristaliniano (con o sin cambios cataratogénicos)⁹⁰.

2.2.1.4- GENÉTICA

Las influencias genéticas en la aparición de la miopía parecen demostradas: según Ashton⁹⁵, sólo el 10% de los niños miopes no tiene padres miopes. La frecuencia de presentación de la miopía es de un 16-25% si uno de los padres lo es y asciende hasta un 33-46% si ambos padres son miopes.

Actualmente está aceptado que existe una predisposición genética a la que se suman varios componentes ópticos que determinan la refracción total⁹⁰.

2.2.1.5- PREVALENCIA

El porcentaje de personas miopes varía entre distintos estudios dependiendo de la población en estudio. Las razas orientales tienen una prevalencia mucho mayor^{96,97}, posiblemente hasta 4 veces más⁹⁸. En la raza caucásica la prevalencia de la miopía es del 10-15% de la población adulta⁹⁹, aunque existen evidencias de que aumentará la incidencia en las próximas décadas, debido a este aumento de los requerimientos de visión próxima²⁹.

La miopía es la responsable del 5-10% de todas las causas de ceguera legal en los países desarrollados²⁹.

2.2.1.6- CLASIFICACIÓN DE LA MIOPIA

Existen múltiples clasificaciones de la miopía: las basadas en el número de dioptrías (baja, media, alta)¹⁰⁰, según el momento de aparición (congénita, juvenil, del adulto...)⁹⁰, según alteraciones oculares asociadas (simple, degenerativa)⁹⁰, asociada a ametropía esférica (astigmatismo), incluso sobre su “posible” etiología (escolar, acomodativa...)⁹⁰.

Ninguna clasificación parece útil, aunque sí parece aceptado en el momento actual que cuando hablamos de miopía alta o degenerativa nos referimos a errores refractivos superiores a -6 dioptrías⁹⁰. Este tipo de miopía se asocia a mayor frecuencia de lesiones degenerativas retinianas que predisponen a padecer desprendimientos de retina²⁹.

2.2.2- TRATAMIENTO DE LA MIOPIA

El tratamiento de la miopía se puede clasificar en tres tipos: el médico, el óptico y el quirúrgico.

2.2.2.1- TRATAMIENTO MÉDICO: actualmente en desuso, se basaba en dos tipos de tratamiento¹⁰¹:

- A. **Higiénico-dietético**: utilizar luz natural, evitar ejercicio físico, realizar dietas que favorezcan la evacuación regular...
- B. **Farmacológico**: ciclopléjicos como la atropina con el fin de frenar la progresión y detener la acomodación¹⁰², vitaminas (A, B, D, E) para favorecer la nutrición y/o circulación retiniana⁹⁰ ...

2.2.2.2- TRATAMIENTO ÓPTICO¹⁰³: corresponde al tratamiento más extendido de la miopía. La corrección se lleva a cabo con lentes biconcavas, que el paciente puede llevar en forma de gafas o bien en forma de lentes de contacto.

2.2.2.3- TRATAMIENTO QUIRÚRGICO: El tratamiento quirúrgico de la miopía se puede dividir en dos grandes grupos: la cirugía corneal o extraocular y la cirugía intraocular¹⁰⁴.

2.2.2.3.1- CIRUGÍA CORNEAL O EXTRAOCULAR

Este tipo de cirugía trata de modificar la curvatura de la córnea mediante métodos de sustracción o de adición de potencia corneal¹⁰⁴. Existen distintas técnicas quirúrgicas que han evolucionado rápidamente en las últimas décadas. A continuación se detalla un breve repaso de las distintas intervenciones, algunas ya totalmente en desuso:

- A. **Queratoplastia refractiva:** Consiste en la realización de una queratoplastia penetrante en la que el diámetro del injerto corneal es menor que el resecado, consiguiendo un aplanamiento de la curvatura corneal¹⁰⁵. Otro tipo de técnica consiste en la doble trepanación no penetrante, extrayendo el anillo laminar corneal entre las dos trepanaciones, se disecciona el lenticulo laminar central y posteriormente se sutura borde a borde el mismo lenticulo. Actualmente este tipo de intervención está obsoleta.

- B. **Queratofaquia:** Consiste en la interposición de un tejido dentro de la córnea para modificar su curvatura¹⁰⁵. Esta técnica se inició en 1949 interponiendo lentes dentro de la córnea, pero provocaban necrosis estromales, opacificaciones y reacciones a cuerpo extraño. Por ello se planteó el uso de lenticulos de tejido corneal. Se realizaba una queratoplastia no penetrante, seccionando la zona óptica de la córnea con un microqueratomo, y se tallaba un lenticulo de la córnea donante que se incluía en el espesor del parénquima corneal. Tampoco se utiliza esta técnica en la actualidad.

- C. **Epiqueratofaquia o epiqueratoplastia:** Con el fin de simplificar la técnica anterior, en 1979^{106,107} surge la idea de situar el lenticulo sobre la córnea desepitelizada en lugar del estroma, de tal modo que es recubierto por el epitelio del propio paciente¹⁰⁸. Esta técnica adquiere gran interés, pues evita el uso del microqueratomo, es reversible y no requiere alta tecnología¹⁰⁹. Sin embargo, debido al elevado número de complicaciones, su escasa predictibilidad¹⁰⁴ y pobre calidad óptica fue sustituida por otras técnicas.

- D. **Queratotomía radial:** Esta técnica fue introducida por Sato¹¹⁰ en 1952 y consiste en realizar incisiones en la superficie paracentral y periférica de modo que produce

una reducción del poder refractivo corneal en ese meridiano¹¹¹. Es una técnica actualmente vigente, siendo bastante fiable en miopías bajas^{112,113}.

- E. **Anillo corneal intraestromal:** En 1987 Fleming¹¹⁴ describió la implantación de un anillo en el estroma corneal periférico que es capaz de corregir miopías bajas¹¹⁵ al inducir cambios en la curvatura corneal. Un factor muy importante es su reversibilidad¹¹⁶. También se ha demostrado su utilidad en ectasias corneales¹¹⁷. Esta técnica sigue siendo utilizada hoy en día para corregir miopías bajas¹¹⁸.
- F. **Queratomileusis:** Este término procede de las palabras griegas *kerato* (córnea) y *smileusis* (esculpir) y para poder corregir la ametropía se extrae un lentículo de tejido corneal estromal¹¹⁹. Esta técnica ha evolucionado mucho en los últimos años, sobre todo con la introducción del láser excímer, siendo esta última la técnica de elección en la mayor parte de las cirugías refractivas.
- **QM por congelación:** En 1964 Barraquer¹²⁰ introdujo este tipo de intervención, en la que utilizaba un microqueratomo para obtener un lentículo corneal que congelaba con CO₂, y con un criotorno tallaba la parte estromal del lentículo. Después el lentículo se calentaba, se limpiaba y se suturaba sobre el lecho estromal. Esta técnica resultó ser compleja y cara; además no estaba exenta de complicaciones (opacificaciones corneales, astigmatismo irregular...)¹¹⁹.
 - **QM en fresco:** En 1986 Swinger¹²¹ utilizó un disco de succión para obtener un lentículo de 240-350 micras con un pase simple del microqueratomo, y con un nuevo pase del microqueratomo reseccionaba el tejido estromal del lentículo (queratoplastia refractiva lamelar planar). Posteriormente recolocaba el lentículo y lo suturaba sobre el lecho corneal. Esta técnica obtiene unos resultados más estables¹²² que la QM por congelación aunque la predictibilidad no es satisfactoria y, aunque consigue disminuir las complicaciones, son mayores de lo deseable¹²³.

- **QM in situ:** Fue desarrollada por Ruiz¹²⁴ en 1986, mediante la realización de dos queratotomías. La primera separa el lentículo de 120-160 micras con el microqueratomo y expone el lecho estromal. La segunda se realiza sobre el lecho estromal corneal, que es la que produce el efecto refractivo, reduciendo el trauma corneal final. Aunque esta técnica mejoró los resultados de los procedimientos anteriores fue desplazada tras la introducción del láser excímer, ya que es un método más preciso, con mayor predictibilidad y menor incidencia de astigmatismo irregular¹⁰¹.
- **QM superficial con láser excímer:** Esta técnica fue introducida por Trokel¹²⁶ en 1983 llamándose queratectomía fotorrefractiva (PRK). Consiste en la utilización del láser excímer para aplanar la superficie corneal al ablacionar las capas anteriores de la córnea, incluyendo la membrana de Bowman. Sin embargo, la aparición de complicaciones (regresiones, leucomas)¹²⁷ y poca predictibilidad en miopías mayores de 6 D provocaron que fuera sustituida por la cirugía lamelar.
- **QM in situ asistida con láser excímer (LASIK):** Diseñada y desarrollada por Pallikaris¹²⁸ en 1990, combina la cirugía lamelar y la fotoablación. Inicialmente consistía en una QM in situ estándar en la que utilizaba el láser excímer para extraer el tejido corneal. Posteriormente se describió¹²⁹ la técnica del colgajo en la que se realiza una resección del lentículo incompleta, permitiendo ser recolocado sin suturas, disminuyendo así la incidencia de astigmatismo postoperatorio y consiguiendo una cicatrización más rápida¹³⁰. Esta técnica ha alcanzado gran popularidad y sigue mejorando con nuevos microqueratomos, nuevos tipos de láser y nuevos perfiles de ablación.
- **LASEK (LAsEr Sub-Epithelial Keratomileusis):** esta técnica descrita por Camellin¹³¹ realiza un despegamiento del epitelio corneal tras exponerlo a

alcohol etílico al 20% durante unos 30-40 segundos¹³². Se realiza la ablación en superficie y se recoloca el epitelio cubriendo el área tratada, comportándose como si de un flap fino se tratara. La técnica se muestra tan segura y eficaz como el LASIK, obviando los problemas del *flap* y preservando una córnea estructuralmente más sólida¹³³. Como inconvenientes hay que mencionar que la recuperación visual es más lenta que en el LASIK y el dolor post-operatorio mayor¹³³ (condicionados por el proceso de re-epitelización). Además el despegamiento epitelial no se consigue siempre, comprometiendo la viabilidad del epitelio.

3.2.2.3.2- CIRUGÍA INTRAOCULAR

Actualmente existen dos tipos de técnicas intraoculares para corregir la miopía¹³⁴:

- A. **Extracción del cristalino transparente:** Hace más de 100 años Fukala¹³⁵ propuso extraer el cristalino mediante la técnica intracapsular para corregir la alta miopía. Sin embargo, tuvo muchas complicaciones. Posteriormente se realizó la extracción del cristalino mediante la técnica extracapsular y la implantación de una LIO en el saco capsular¹³⁶. A pesar de que los resultados visuales eran excelentes, el riesgo de importantes complicaciones (desprendimientos de retina, luxaciones, infecciones) hizo que esta técnica no ganara muchos adeptos¹³⁷. Actualmente se realiza la extracción del cristalino por la técnica de facoemulsificación, y se implanta una LIO en saco capsular, que al realizar incisiones más pequeñas consigue una recuperación visual más rápida con menor número de complicaciones. Esta técnica se considera de elección en miopías mayores de $-10 / -13 \text{ D}$ ¹³⁸ si el paciente tiene una edad avanzada (una vez aparece la presbicia), pues la extracción del cristalino produce la pérdida de la acomodación.
- B. **LIO fáquica:** Existen dos tipos de LIOs fáquicas: las que se sitúan en cámara anterior (CA) y las que se sitúan en la cámara posterior (CP). En 1954¹³⁹ se diseñó la primera lente que se implantaba en la cámara anterior. Los primeros resultados

fueron muy decepcionantes debido al alto número de complicaciones, por lo que inicialmente esta técnica no se extendió¹⁴⁰. Con el desarrollo de este tipo de lentes y de técnicas quirúrgicas atraumáticas, en 1989¹⁴¹ se volvió a proponer el implante de LIOs para corregir la alta miopía, existiendo actualmente tres tipos de lentes intraoculares fáquicas:

- **LIO de CA y apoyo angular (Baikoff)**¹⁴²: el primer modelo de LIO que se utilizó inicialmente (LIO ZB) tuvo que ser retirada del mercado por provocar una pérdida endotelial excesiva¹⁴⁰, por lo que se diseñaron lentes de segunda generación (LIO ZB5M), que han obtenido mejores resultados¹⁴³. Para minimizar las complicaciones y mejorar los resultados de este tipo de LIO se han realizado cambios en su diseño¹⁴⁴ (Nuvita MA 20, ZSAL4-Plus). Aún así existen estudios recientes que demuestran pérdida endotelial reducida a largo plazo¹⁴⁵, por lo que persisten las dudas sobre el riesgo potencial de estas LIOs sobre el endotelio y otras estructuras oculares.
- **LIO de CA y apoyo iridiano (Artisan)**: la lente de Worst-Fechner fue diseñada para la corrección de la afaquia, y consiste en una lente de poder negativo que se implanta en la cámara anterior, y se sujeta mediante sus hápticos en forma de pinza que producen un pellizco de tejido iridiano¹⁴¹. Posteriormente se implantó esta LIO en ojos fáquicos para corregir la alta miopía¹⁴⁶. Este tipo de LIO ha demostrado tener una gran eficacia, predictibilidad, seguridad y estabilidad en los resultados refractivos, con escasas complicaciones¹⁴⁷, por lo que su utilización se ha extendido mucho. Sin embargo, algunos estudios afirman que el implante de estas LIOs se asocian a una importante pérdida endotelial^{148,149}.
- **LIO de cámara posterior (CP) epicapsular (ICL, PRL)**: Fyodorov¹⁵⁰ diseñó en 1986 una lente monobloque de silicona para pacientes miopes fáquicos, que se sitúa en la zona pupilar de la CA y se fija a través de un

puente a los hápticos que se alojan en la CP. Debido a las molestias visuales que causaba (halos, deslumbramientos, diplopia monocular) se modificó el diseño de la misma, de modo que en 1990 se implantó un segundo tipo de LIO en la CP, sobre la cápsula anterior del cristalino¹⁵¹. Este tipo de LIOs han modificado su diseño y composición, siendo las más utilizadas la ICL y la PRL, por tener unos resultados visuales excelentes¹⁵¹ y, supuestamente, escasas complicaciones^{152, 153}.

2.2.2.4- EVOLUCIÓN DEL LÁSER EN OFTALMOLOGÍA

2.2.2.4.1- REVISIÓN HISTÓRICA

El acrónimo láser corresponde a las siglas de “**L**ight **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation”¹⁵⁴. En 1960 se desarrolló el primer láser en laboratorio que funcionó clínicamente¹⁵⁵: el láser de Rubí (694.3 nm). Desde entonces se han desarrollado más de 1000 sistemas de láser diferentes. Sin embargo sólo unos pocos han sido útiles para la aplicación en la ciencia, medicina o industria.

El láser fue utilizado en oftalmología casi tan pronto como estuvo disponible para la aplicación médica en general^{156,157}. Aunque el láser de Rubí era inestable y con potencias de salida impredecibles, se comercializaron en 1965, siendo utilizados por los oftalmólogos para fotocoagular la retina.

En 1966 se investigó el potencial clínico del láser de Argón (488-515.5 nm)¹⁵⁸ y se comercializó en 1971. Varios estudios demostraron su eficacia en patologías retinianas (retinopatía diabética^{160,161}, trombosis venosa¹⁶¹). Posteriormente, en la década de los 80, el láser de Argón se empezó a utilizar en el segmento anterior para realizar iridotomías¹⁶² y trabeculoplastias¹⁶³.

El primer láser no térmico fue el de Neodimio-YAG (1064 nm) inicialmente aplicado en clínica para realizar iridotomías¹⁶⁴.

Más recientemente se desarrolló el láser de diodo para la fotocoagulación retiniana y del cuerpo ciliar¹⁶⁵, así como se investigaron los sistemas de picosegundos para incisiones y excisiones corneales¹⁶⁶.

Probablemente, la investigación en los próximos años se concentre en los semiconductores y en los láseres en estado sólido, debido a que estas tecnologías aportan grandes beneficios, ya sea por ser más precisos y también por ser más económicos¹⁵⁴.

El láser excímer quedó definido como un sistema de láser libre por primera vez en 1969¹⁵⁴. Posteriormente, en 1975 se describió el principio físico de la emisión de una radiación ultravioleta por un dímero excitado, procediendo al año siguiente a su comercialización. En 1979 surgió la idea de aplicar este sistema a materiales orgánicos¹⁶⁷ y Ruderman preconizó la gran aplicación que el sistema podría tener en el campo de la Medicina, tras observar que “un solo fotón de láser excímer era suficientemente energético como para romper los vínculos del enlace químico”¹⁶⁸.

En 1981, Taboada¹⁶⁹ estudió la respuesta del epitelio corneal al láser excímer de Fluoruro de Argón (ArF) y Fluoruro de Kriptón (KrF), demostrando que el epitelio era extremadamente sensible a la luz emitida por este láser.

Poco después Srinivasan¹⁷⁰ señaló que los fotones de alta energía del láser excímer eran capaces de extraer pequeñas partículas de sustancias plásticas (polietileno, poliamida...) con gran precisión y sin variación térmica comenzando a estudiar en 1983 la descomposición fotoablativa del láser excímer sobre diversos tejidos como cartílago, pelo, hueso y aorta¹⁷¹.

En 1983 Trokel¹²⁶ fue el primero en estudiar el efecto del láser excímer en el tejido ocular bovino, describiendo que el tejido era eliminado con alta precisión, los cortes resultaban limpios y el tejido circundante no sufría daño alguno.

En 1985 Seiler¹⁷² fue el primero en aplicar clínicamente este láser para corregir el astigmatismo en personas ciegas y en 1987 lo aplicó en ojos sanos¹⁷³, realizando la primera cirugía refractiva en un ojo con visión que, al poseer un melanoma coroideo estaba pendiente de enucleación.

En 1985 Serdarevic fue la primera persona en aplicar terapéuticamente el láser excímer, en una queratitis fúngica. En 1986 se describieron otras aplicaciones terapéuticas en humanos basadas en la eliminación del tejido opacificado del tercio anterior de la córnea y en igualar superficies irregulares con la aplicación de sustancias líquidas¹⁷⁴.

En 1988 McDonald, tras verificar las bases teóricas de la queratectomía refractiva en ojos de conejos y primates¹⁷⁵, fue la primera persona en aplicar con éxito dicha técnica en un ojo sano^{176,177}.

Una vez ya había sido demostrado el potencial de láser excímer para alterar la topografía de la superficie corneal, el segundo requisito fue desarrollar un algoritmo que relacionara el diámetro de la ablación circular central y su profundidad máxima para obtener el cambio dióptrico requerido. Para ello Munnerlyn¹⁷⁸ desarrolló una ecuación para poder calcular este algoritmo:

$$S = \frac{d^2 \times D}{8} \times (n-1)$$

Ecuación de Munnerlyn, donde:

S = grosor corneal central

d = zona óptica (en milímetros)

D = corrección requerida en dioptrías

n = índice de refracción corneal (1,367)

Por tanto, la profundidad de la ablación aumenta exponencialmente al aumentar el tamaño de la zona óptica; esto significa que pequeños aumentos de la zona óptica implican un gran aumento de la cantidad de tejido ablacionado.

Trokel fue el primero en poder iniciar la fase I de la FDA (Food and Drugs Administration de los EEUU) utilizando el láser excímer sobre ojos ciegos o pendientes de enucleación¹⁷⁹.

Pallikaris¹²⁸ fue el primero en realizar una queratomileusis in situ con láser excímer en ojos miopes sanos en 1990 y McDonnell¹⁸⁰ lo fue en aplicarlo en casos de astigmatismo miópico simple y compuesto. Posteriormente se han ido desarrollando algoritmos tecnológicos para la corrección tales como la hipermetropía o la presbicia^{181,182}. Incluso actualmente, se ha empleado al láser excímer como instrumento de gran precisión para realizar los cortes y extraer los botones corneales donante y receptor en queratoplastias denominando al nuevo método queratoplastia penetrante con trepanación no mecánica de la córnea¹⁸³.

2.2.2.4.2- CONSIDERACIONES PREVIAS

El espectro electromagnético está dividido en siete bandas¹⁵⁴: tres en el espectro ultravioleta (UVA, UVB, UVC), una corresponde a la luz visible (entre 400 y 700 nm) y tres bandas más en el infrarrojo. Cualquier radiación con una determinada longitud de onda tendrá efectos similares en un mismo objetivo. Por ejemplo, la longitud de onda ultravioleta A tiene efectos similares, pero con alguna diferencia, que la ultravioleta B y C.

La energía de un fotón está relacionada con la longitud de onda, de modo que cuanto más corta es la longitud de onda mayor es la energía fotónica. En la cirugía con láser, la longitud de onda del láser determina dónde será absorbida la energía. La longitud de onda ultravioleta tiene su pico de absorción máximo en macromoléculas, como las proteínas¹⁸⁴. Sin embargo, el medio de absorción máximo de la región infrarroja es el agua. Los extremos de la región ultravioleta (UVC) e infrarroja (IRC) tienen una longitud de onda que apenas penetra en los tejidos, por lo que los efectos de estas radiaciones son muy superficiales. El láser con longitud de onda más larga es más penetrante, siendo máxima la penetración en la región infrarroja A.

Para trabajar en la superficie corneal se debe trabajar en la región ultravioleta B o C, o en la región infrarroja B o C. El láser de la región infrarroja aún está en fase experimental, pero el láser de la región ultravioleta, llamado “excímer”, es el que se usa en la actualidad para la cirugía corneal.

La palabra “excímer” proviene de las palabras “EXCIted diMER”¹⁸⁵, de modo que se combinan dos átomos que se unen en un estado de alta excitación. La combinación corresponde a un gas inerte y a un átomo de un halógeno. Los gases inertes se llaman así por tener su valencia completa, por lo que son electrónicamente neutros y, por lo tanto, no pueden ser combinados con nada, a no ser que se sometan a una presión y unas descargas muy altas, como ocurre en la cavidad de la unidad del láser. Por tanto el término “excímer” no es del todo correcto, ya que no es un dímero excitado al ionizarse, sino un compuesto inestable que al descomponerse libera un fotón altamente energético.

Así, las moléculas formadas son altamente inestables y su desaparición libera una luz ultravioleta con alta energía fotónica. La energía de los fotones emitidos por un láser excímer depende de la mezcla particular de gases utilizada para rellenar la cavidad del láser.

Fue en 1975 cuando por primera vez se sugirió la posibilidad de desarrollar un láser de este tipo, al comprobar que átomos de Xenon reaccionaban con halógenos, produciendo compuestos inestables de tipo gas noble-hárido. Estos compuestos se disociaban rápidamente, volviendo a su estado de reposo, mientras emitían un fotón de luz ultravioleta¹⁸⁶.

Actualmente existen dos tipos de láser excímer con aplicación clínica: el láser excímer de Argón Fluoruro (193 nm) que se utiliza en cirugía corneal y el láser excímer de Xenón Cloruro (308 nm) que se utiliza en cirugía cardiovascular¹⁸⁷ y neurocirugía^{188,189}.

El fotón emitido por el láser excímer de Argón Fluoruro tiene una energía de 6.4 electrón-voltios (eV), que es suficiente para romper las fuerzas de unión que existen entre dos átomos de carbono. La energía de unión de dos átomos de carbono es de 3 eV, de modo que si un fotón de Argón Fluoruro se absorbe por una macromolécula, se rompen los puentes de unión en un proceso llamado fotoablación.

En la industria de ciertos materiales y la electrónica, se han utilizado estos láseres para conseguir patrones submicrónicos en las superficies de los plásticos, observando la ausencia de degradación de las zonas no irradiadas¹⁹⁰. Algunos investigadores han mostrado microfotografías donde se observan cortes y agujeros precisos de 25-50 micras en un pelo humano de 100 micras de grosor¹⁹¹. Taboada¹⁶¹ demostró que el láser excímer es capaz de modificar superficies oculares con una precisión molecular, al aplicarlo en el tejido epitelial del conejo, observando que la superficie irradiada era lisa y homogénea bajo microscopía óptica y que sólo se evidenciaba una leve irregularidad en la superficie bajo microscopía electrónica. El término ablación es el que se usa actualmente para

describir los efectos del láser excímer, ya que elimina cierta cantidad de tejido sin provocar ninguna interrupción en el tejido circundante.

2.2.2.4.3- CARACTERÍSTICAS DE LA LUZ LÁSER

La luz posee propiedades tanto como onda como partícula. El comportamiento como onda explica los fenómenos ópticos de la refracción, y el de partícula explica cómo los tejidos adquieren y liberan energía según la absorción y emisión de luz por los átomos y moléculas. Por ello los términos de onda y fotón se intercambian según la naturaleza del fenómeno que se quiera explicar¹⁹². Las características más relevantes de la luz del láser son:

- A. **Monocromaticidad:** tiene una única longitud de onda. Esto determina la proporción de energía láser que será transmitida o absorbida por un tejido.
- B. **Direccionalidad:** su divergencia es mucho menor que la de otras fuentes de luz, lo que permite obtener un haz de luz muy estrecho y enfocarlo en un punto muy pequeño.
- C. **Coherencia:** todas las ondas de los fotones oscilan en fase unas con otras.
- D. **Brillo:** el brillo intenso del láser expresa la energía que la radiación láser contiene. Esta alta energía es la que absorbe la córnea, siendo responsable de la ablación de tejido. La potencia se mide en vatios, la irradiación en vatios por cm^2 y la exposición del tejido corneal a la radiación en julios por cm^2 (este último concepto se llama “fluencia”).
- E. **Estructura del “modo”:** la distribución de energía del haz de luz puede ser estudiada de dos modos:
 - **Modo transversal (TEM: transverse electromagnetic mode):** describe si existe más energía en el centro del haz o en el borde de la superficie. Si existe más energía en el centro se designa “TEM₀₀”, pero si el centro tiene menos energía que la periferia la distribución transversal es bimodal y se designa

“TEM₁₀”. Cuanto más simple es la estructura del modo más homogénea es la luz, por lo que más regular y perfecta será la superficie corneal ablacionada. Según las características de resonancia de la cavidad que genera el láser el haz puede ser multimodal, que es más difícil que sea homogénea.

- **Modo longitudinal:** describe la distribución a lo largo del haz de luz.

2.2.2.4.4- INTERACCIÓN DE LA LUZ DEL LÁSER CON LA CÓRNEA

Cuando la luz del láser incide en la córnea se pueden producir cuatro tipos de interacciones:

- Transmisión:** La transmisión de la luz en la córnea se produce entre las longitudes de onda de 300 y 1600 nm¹⁹³.
- Dispersión:** Si la luz es dispersada (puede ocurrir si la radiación se distribuye sobre una zona extensa) pueden verse aumentados los efectos secundarios térmicos o también disminuir la eficacia del láser.
- Reflexión:** En la córnea apenas existe este tipo de interacción con el láser y, en el caso de que se produzca es desestimable.
- Absorción:** Es la interacción más importante, pues a mayor absorción del láser por el tejido se produce menor penetración, por lo que se consigue más ablación de la superficie corneal con menos daño térmico a las estructuras adyacentes¹⁹⁴. Los láseres que menos penetran son los que emiten luz ultravioleta, por ello son los mejores para la cirugía corneal. Una vez la luz es absorbida por la córnea se pueden producir tres tipos de efectos:
 - **Efecto fototérmico:** la energía absorbida genera vibraciones en las moléculas corneales que inducen un aumento de la temperatura suficiente

para romper los enlaces más débiles, provocando una desnaturalización proteica. Si la temperatura se eleva sólo 10-20° se coagulan los tejidos, efecto que se conoce con el nombre de **fotocoagulación**. Para ello se utilizan láseres de onda continua (como el láser argón, utilizado para fotocoagular la retina y la coroides). Si se utiliza una altísima densidad de radiación de modo que se alcanza rápidamente la temperatura de ebullición del agua se produce la escisión de los tejidos, produciendo la **fotovaporización**.

- **Fotodisrupción:** Al utilizar radiaciones muy elevadas se arrancan electrones de las órbitas que desintegran el tejido, produciendo unas microexplosiones seguidas de ondas de choque mecánicas. Este efecto lo provoca el láser YAG-Nd.
- **Efectos fotoquímicos:** Se producen con longitudes de onda más cortas y exposiciones de radiación baja o moderada, provocando la **fotoablación o fotodescomposición**. Este es el proceso que se emplea en cirugía refractiva corneal, pues los fotones UV poseen una energía muy alta (6,4 eV) para una longitud de onda de 193 nm, que excede la energía intermolecular, (2,9 eV). Este exceso de 3,5 eV determina la ruptura de los enlaces moleculares a velocidades supersónicas (1000-3000 m/seg), de modo que el exceso de energía es disipado produciendo un daño mínimo al tejido circundante¹⁹⁵.

2.2.2.4.5- LASER EXCIMER

La aplicación de un láser excímer de 193 nm sobre la córnea se realizó por primera vez en 1983¹²⁶ sobre ojos bovinos, mostrando el estudio histológico una superficie muy lisa y sin daño colateral del tejido circundante. De este modo se demostró que se podía remover fracciones micrométricas de tejido corneal (0,25 micras) con cada pulso de láser. Inicialmente el láser excímer fue utilizado experimentalmente¹⁷² y también tuvo su aplicación en la trepanación de botones corneales en los transplantes de córnea¹⁹⁶. También

se ha utilizado para tratar lesiones superficiales de la córnea mediante un procedimiento llamado queratectomía fototerapéutica (QFT o, del inglés, PTK: phototherapeutic keratectomy) mostrando los estudios a largo plazo^{197,198,199,200,201} un resultado satisfactorio.

Sin embargo su uso clínico más importante ha sido en cirugía refractiva corneal, siendo aplicado realizando cortes lineales imitando el mecanismo de la queratotomía radial, para conseguir cortes más exactos y con una profundidad más definida²⁰². Sin embargo, los resultados refractivos eran peores que los realizados con técnica manual, pues no produce una “incisión”, sino una “excisión”.

A. **Configuración del haz del láser**²⁰³: La unidad del láser está formada por las siguientes estructuras:

- **Cavidad de láser y condensador**: en esta cavidad se realiza una descarga eléctrica de alto voltaje que ioniza el gas y permite la formación del haz de láser. El gas se va consumiendo a medida que se producen los pulsos. Para que el láser excímer funcione se necesita un voltaje de 30.000 vatios y una corriente de 10.000 amperios en 50 nanosegundos (ns). La mezcla presurizada de gases dentro de esta cavidad se dirige a los electrodos, asegurando un cambio continuo de gases. Esta cavidad suele ser de cerámica, para evitar la interacción del Flúor (que es un gas muy reactivo) e impedir la contaminación del gas y los frecuentes recambios del mismo.
- **Reservorio del gas (ArF)**: algunos láser excímer tienen una cubierta donde se guarda la mezcla preparada de gases. Otros tienen dos reservorios diferentes que contienen los gases que serán mezclados más tarde.
- **Vía óptica**: es la vía por la que viaja el haz de láser para alcanzar el tejido corneal. A lo largo de este camino el haz de láser se transmite a través de espejos, lentes y prismas que modifican la homogeneidad y calidad del rayo

láser, que debe ser muy alta para obtener una fotoablación regular de la superficie corneal.

- **Modelación del haz del láser:** la morfología de la ablación depende de la utilización de máscaras y lentes. Las máscaras crean el perfil de ablación deseado mediante una apertura controlada, existiendo distintos tipos de máscaras: con hendidura²⁰⁴, de discos múltiples²⁰⁵, con diafragma, con hendidura móvil²⁰⁶. Las lentes proyectan el haz con una configuración determinada en la córnea.
- **Ordenador:** controla todas las funciones del láser excímer, desde la mezcla de gas hasta la energía descargada; también se introduce y procesa la información necesaria para realizar el tratamiento adecuado a cada paciente.
- **Área de trabajo:** la mesa operatoria, el microscopio quirúrgico y una consola permiten realizar el tratamiento quirúrgico al cirujano.

B. **Mantenimiento del láser excímer**²⁰³: Debido al complejo funcionamiento de la unidad del láser, precisan de un mantenimiento continuo para garantizar su correcto funcionamiento. Para ello debe mantenerse la calidad del gas dentro de la cavidad. La proporción de flúor en el gas es normalmente 0,1-0,2% del volumen total. Sin embargo el flúor puede reaccionar con la mayoría de las impurezas que hayan podido entrar con el gas, disminuyendo así el efecto del láser y formando depósitos en el sistema óptico de la unidad. La duración del gas en la cavidad depende del número total de tratamientos realizados y de la eficiencia del láser (es más eficiente practicar muchos procedimientos en un mismo día que pocos tratamientos en varios días). Los lentes y espejos que forman el sistema óptico de la unidad también se degradan al impactar sobre ellos la energía del láser, disminuyendo la calidad del haz. Por ello deben cambiarse cada 100-1000 procedimientos. La alta energía del láser excímer es capaz de dañar lentes, espejos y prismas convencionales. Para evitarlo los componentes se elaboran con fluoruro de magnesio o de calcio.

Además, los elementos ópticos deben estar perfectamente alineados entre sí para conseguir una transmisión eficiente. El sistema de alineado más fácil es la fibra óptica, pero no resiste la potencia que libera el láser, por lo que se utilizan los láseres de Helio y Neón para alinear los componentes del sistema óptico del láser excímer.

C. **Variables del tratamiento con láser excímer:** Al realizar un tratamiento con láser excímer sobre la córnea existen tres variables que controlan su efecto:

- **Variables del láser excímer**¹⁵⁴:

1. **Longitud de onda:** de todas las longitudes de onda que se han experimentado con el láser excímer la de 193 es la que ha demostrado una ablación con un margen de escisión más regular produciendo un menor daño al tejido remanente²⁰⁷.
2. **Duración del pulso:** la vida de la molécula del dímero en su estado de activación es de 10-20 ns. Cuanto mayor es la longitud de onda se requiere una menor duración del pulso para obtener el efecto ablativo deseado y minimizar los efectos térmicos.
3. **Energía del pulso:** La energía puede variar entre 20 y 200 milijulios (mJ), pero la energía óptima considerada a nivel quirúrgico ronda los 180 mJ.
4. **Homogeneidad del haz:** para conseguir una superficie corneal homogénea es necesario que el haz que contacta con ella también lo sea, pues si tiene más energía en el centro el área ablacionada tendrá una depresión central, y si tiene más energía en la periferia creará un relieve a modo de flotador.

- **Variables ajustadas por el cirujano:**

1. **Número de pulsos:** es el factor más importante pues determina directamente la cantidad de tejido ablacionado, controlando así la profundidad de la ablación requerida para conseguir la corrección necesaria. Con cada pulso el láser excímer elimina 0,3 micras de la superficie corneal.
 2. **Exposición de la radiación o fluencia de energía:** La fluencia o densidad de energía mide el flujo de energía que alcanza la superficie de la córnea por unidad de área. Para el láser excímer de 193nm el umbral de fluencia se sitúa entre 50-75 mJ/cm². A mayor fluencia, mayor es la cantidad de tejido escindido hasta llegar a valores de 1000 mJ/cm², ya que a partir de este valor no aumenta la cantidad de tejido ablacionado. Algunos estudios afirman que la fluencia óptima oscila entre 150-250 mJ/cm² ^{204,207}.
 3. **Repetición del pulso:** El láser excímer es pulsado, con una duración típica de pulso de 10 ns y con una repetición de pulso seleccionable entre 1 y 100 pulsos por segundo (Hertzios: Hz). La cirugía corneal debería realizarse lo más rápido posible para minimizar la posibilidad de que el paciente se mueva o algún parámetro de la ablación varíe. Por ello lo ideal son las frecuencias de repetición más altas. Sin embargo las frecuencias superiores a 60 Hz provocan efectos térmicos en la córnea así como alteración de los sistemas ópticos del aparato ²⁰⁸.
- **Variables de la interacción entre el láser y la córnea:**
 1. **Posición del paciente:** el paciente debe estar en una postura cómoda y en continuidad con el eje del sistema de liberación del haz. Actualmente todos los láseres permiten al paciente que se acomode en posición decúbito supino, apoyando la cabeza en un plano fijo debajo del sistema de liberación.

2. **Hidratación de la córnea:** la presencia de fluidos en la superficie corneal absorbe también parte del contenido energético del haz, por lo que debe estar lo más seca posible²⁰⁷.

3. **Estabilización del globo ocular:** el movimiento del globo ocular produce que el láser no impacte sobre los puntos previstos, por lo que la zona de la córnea que debía recibir un número determinado de impactos ha recibido un número menor, provocando una alteración del perfil de ablación previsto. Para evitar este problema existen distintos métodos:
 - **Anillo de fijación:** es un método mecánico que fija el globo ocular mediante anillos de succión o de compresión.

 - **Autofijación:** Consiste en la fijación macular de una luz coaxial durante todo el tratamiento, que se distingue fácilmente al disminuir la iluminación del campo quirúrgico. Requiere un buen nivel de colaboración por parte del paciente.

 - **Sistemas de rastreo o “eyetracking”:** mediante unos sensores ópticos se percibe la alineación continua entre la córnea y el sistema de liberación. Este sistema puede actuar de dos formas: la forma pasiva bloquea la emisión del láser al detectar desplazamientos del globo ocular hasta que se recobra de nuevo la posición correcta, la forma activa calcula la desviación de la córnea transformándola en una señal eléctrica que orienta un espejo o lente del sistema de liberación, de modo que el láser siempre impacta sobre el área deseada dentro de la zona óptica.

2.2.2.4.6- PATRONES DE ABLACIÓN CORNEAL

Existen distintos tipos de patrones a la hora de realizar la ablación corneal dentro de la cirugía refractiva. Con los láseres más primitivos se realizaba una ablación monozonal, originando un tallado de lente esférica. Posteriormente se han desarrollado nuevos conceptos que permiten mejorar las propiedades ópticas de la córnea¹⁵⁴.

- A. **Ablación multipaso - multizona:** utiliza distintas zonas ópticas permitiendo alcanzar una zona óptica efectiva grande sin profundizar excesivamente en el centro. Por ejemplo, para corregir 10 D con una zona óptica de 6 mm, se ablacionan 132 micras. Con esta técnica se corrigen 5 D con una zona óptica de 4 mm, 3 D con una zona óptica de 5 mm y 2 D con una zona óptica de 6 mm, reduciéndose así el consumo de micras a 82.
- B. **Ablación multizona:** el sistema es similar al anterior pero procura conseguir una transición más suave, realizando todo el tratamiento en un solo paso. Consigue mejores resultados que la técnica anterior.
- C. **Ablación con transición periférica:** realiza una ablación esférica con una zona óptica pequeña para disminuir la profundidad de la ablación central y realiza una transición periférica hacia una zona óptica mayor de forma progresiva, obteniendo unos resultados excelentes.
- D. **Ablación guiada por topografía corneal:** consiste en ablacionar específicamente según la distribución de la curvatura corneal que muestra la topografía corneal. De este modo también se pueden tratar complicaciones de la cirugía queratorrefractiva previa como descentramientos e islas centrales.
- E. **Ablación guiada por frente de ondas:** realiza una ablación específica para cada sujeto considerando las aberraciones oculares determinadas por el frente de ondas. Así como se han desarrollado distintos tipos de láseres, cada casa comercial también ofrece su respectiva plataforma para realizar el tratamiento personalizado: Alcon propone la plataforma “CustomCornea” para el láser LADARVision, VISX

Incorporated ofrece “WavePrint” para el láser VISX Star S4 y Bausch & Lomb aplica Zyoptix™ en el láser Technolas217.

2.3- ABERRACIONES ÓPTICAS

2.3.1- INTRODUCCIÓN

Ya en la antigüedad, los griegos intentaron descifrar el enigma de la luz, considerándola como un fenómeno continuo que se propagaba en forma de una sustancia ordinaria llamada “rayo visual”²⁰⁹. Sin embargo, Aristóteles no admitió la existencia del rayo visual y creía en la analogía entre la luz y el sonido²¹⁰, cuya naturaleza vibratoria ya era conocida²¹¹.

En el siglo XI el iraquí Ibn al-Haytham revolucionó la óptica^{212,213} afirmando que los objetos en la oscuridad no pueden ser vistos porque no proviene de ellos una luz que el ojo pueda detectar. Sin embargo, un objeto iluminado por una fuente luminosa refleja una parte de esta luz que el ojo capta y el cerebro interpreta. Cada punto del objeto emite un número infinito de rayos; una parte de ellos entra en el sistema óptico del ojo. Este sistema modifica estos rayos para construir una imagen. Idealmente esta imagen es un punto, llamada imagen puntual, en la cual todos los rayos que penetran en el ojo convergen.

2.3.2- CONCEPTO DE ABERRACIÓN

La luz se propaga en forma de onda electromagnética. Para describir la propagación de la onda se puede utilizar tanto los frentes de ondas (óptica física) como los rayos (óptica geométrica). Cuando se describe la luz como un fenómeno ondulatorio tiene, como cualquier otra onda en física, una longitud de onda, velocidad, amplitud y fase.

Un frente de onda representa una superficie continua compuesta de puntos en igual fase. En un sistema óptico ideal todos los rayos formadores de una imagen viajan formando una línea recta perpendicular a la línea de propagación coincidiendo todos ellos en el punto focal. En la realidad esta situación nunca ocurre, pues los rayos modificados por el sistema óptico no convergen totalmente en una imagen puntual común²¹⁴. Para un objeto puntual corresponden varias imágenes puntuales que forman una imagen borrosa.

Esta desviación del estado ideal se llama **aberración** y define la calidad óptica del sistema²¹⁵. Las aberraciones se pueden cuantificar con respecto a la imagen puntual esperada o al frente de onda correspondiente a este punto ideal. Si comparamos el frente de onda saliente con el ideal obtenemos una diferencia que se denomina “aberración del frente de onda”²¹⁶, y se conoce como “W”. Cuanto más se aleje del cero la aberración del frente de onda mayor será la diferencia entre la imagen real y la imagen ideal, y peor será la calidad de la imagen formada en la retina.

La medición del frente de ondas es una tarea compleja. Para ello debe descomponerse en un sistema convencional. Este sistema se llama “base” si la descomposición es única (así, por ejemplo, la fecha de nacimiento podría considerarse una base, ya que sólo se puede descomponer en tres elementos: día-mes-año).

La base de Taylor puede utilizarse para representar funciones bidimensionales, y por ello es adecuada para la aberración del frente de onda $W(x,y)$ ²¹⁵. Una alternativa para representar este tipo de funciones es la base ortogonal llamada “base de Zernike”²¹⁷. Los polinomios de Zernike son ideales para describir la óptica del ojo porque se definen basados en la geometría circular²¹⁵ (tanto la córnea como la pupila tienen geometría circular). Estos polinomios se describen más adelante.

2.3.3- CLASIFICACIÓN DE LAS ABERRACIONES

Las aberraciones pueden clasificarse en dos grandes grupos:

2.3.3.1- ABERRACIONES CROMÁTICAS

Producen una división de la luz blanca que entra en el ojo en todo el espectro de colores. Esto provoca un defecto de foco, con una atenuación del contraste secundaria²¹⁸. La causa de esta aberración se debe a la dispersión producida por la córnea, humor acuoso, cristalino y humor vítreo; por tanto no puede ser corregida, ya que es inherente a los materiales oculares y no a la forma ocular. Existen dos subtipos:

- A. **Aberración cromática longitudinal (ACL)**²¹⁸: los medios oculares tienen diferentes índices refractivos para cada longitud de onda. Por tanto, en un ojo emétrope, la luz verde queda enfocada en la retina; la luz azul, que tiene una longitud de onda corta, converge delante de ella y la luz roja, que tiene una longitud de onda más larga, converge detrás de la retina.
- B. **Aberración cromática transversa (ACT)**²¹⁸: provoca cambios de fase a la imagen, debido a que las distintas longitudes de onda de una imagen de color se desplazan lateralmente, ocupando zonas que no les corresponden. Por ejemplo, en un patrón cuadrículado como un tablero de ajedrez se mezclarían los cuadrados blancos y negros. La magnitud de este efecto depende del grado de centrado entre el eje visual y el centro pupilar. Lo normal es que estén descentrados 1/3 mm, pero puede llegar a ser mayor de 1 mm, provocando una gran alteración en el contraste de las imágenes. Si un ojo tiene mucha ACT le favorecerá tener también ACL, pues se contrarrestan. Esto se debe a que la falta de enfoque cromático (ACL) hace borrosas las longitudes de onda que serán desplazadas, disminuyendo el efecto reductor de contraste de la ACT, produciendo un contraste mayor del que habría si sólo hubiera ACT.

2.3.3.2- ABERRACIONES MONOCROMÁTICAS

Corresponde a la aberración que se produce con una longitud de onda específica de la luz visible. Para poder representarlas se utilizan los polinomios de Zernike, que dividen las aberraciones por órdenes, y dentro de cada orden se definen distintos tipos:

- A. **Orden 0 (pistón)**: Es la ausencia de aberración. Correspondería a un émbolo plano, como por ejemplo se produce al realizar una ablación plana y circular en una queratectomía fototerapéutica (PTK).
- B. **1^{er} orden (inclinación o tilt)**: Representa la pendiente a lo largo de los meridianos vertical y horizontal. Es una aberración de tipo lineal que puede cambiar con la

dilatación pero no tiene ningún impacto en la calidad de la imagen retiniana. No se considera una aberración pues se puede corregir con un prisma, que es un elemento óptico tradicional.

C. **2º orden:** Equivale a la refracción tradicional y también puede ser corregida por medios ópticos tradicionales (lentes esferocilíndricas); por ello se consideran aberraciones de bajo orden.

- **Error refractivo esférico (defocus):** incluye la miopía y la hipermetropía. El frente de ondas es esférico, pero converge por delante o por detrás de la retina.
- **Astigmatismo:** Existen dos meridianos de distinto radio de curvatura en el frente de onda, focalizándose en dos planos diferentes, ya sean por delante de la retina (astigmatismos miópicos simple y compuesto), los dos por detrás (astigmatismos hipertrópicos simple y compuesto) o uno por delante y uno por detrás (astigmatismo mixto). En el punto intermedio de las dos líneas focales es donde la imagen está mejor enfocada, pues es donde se encuentra el círculo de menor confusión.

A partir del tercer orden se consideran aberraciones de alto orden (HOA: HIGH ORDER ABERRATIONS), ya que no pueden ser corregidas con elementos ópticos convencionales. A mayor orden pierden importancia en cuanto a su potencial de distorsión del frente de onda.

D. **3^{er} orden (COMA):** se localiza en el eje X o Y. En el plano emélope la imagen que produce tiene forma de cometa, por lo que el frente de onda es asimétrico. En el ojo humano puede aparecer cuando los elementos oculares no son coaxiales o bien si la pupila está descentrada²¹⁹.

E. **4º orden (esfericidad: spherical aberration):** se localiza en la media periferia y es debida a la superficie anterior de la córnea y a las superficies anterior y posterior del

cristalino. El frente de onda que se forma en la periferia no tiene el mismo radio de curvatura que el frente de onda central, aunque los dos pueden conservar una esfericidad perfecta, por lo que todos los rayos de luz provenientes de un punto focal específico se distribuyen sobre una pequeña zona, sin que exista un punto definido de foco para todos los rayos de luz que atraviesan la pupila. Esta aberración produce un punto imagen con halos. Si es positiva los rayos periféricos tienen mayor poder de convergencia que los que pasan por el centro. Por tanto, la aberración esférica puede ser considerada como un desenfoque dependiente del radio. Esta aberración aumenta a la cuarta potencia conforme aumenta el diámetro pupilar. Por ello, de noche, la dilatación pupilar produce un aumento de la aberración esférica que provoca una ligera miopización (miopía nocturna)²²⁰. Si es negativa ocurre lo contrario.

- F. **Aberraciones a partir de 5º orden:** Llegan hasta el 10º orden, incluyendo hasta 65 modos de Zernike²²¹. Son aberraciones irregulares que corresponden a variaciones locales abruptas. En ojos normales no degradan mucho la imagen cuando la pupila es pequeña o hay gran intensidad luminosa, pero deterioran mucho la calidad y resolución de la imagen cuando la pupila está dilatada. Equivalen a desalineamientos de los componentes ópticos.

2.3.4- FACTORES QUE MODIFICAN LAS ABERRACIONES

- A. **Edad:** las aberraciones tienen una distribución distinta según la edad²²², de modo que en la juventud el global de aberración es cercano a 0. La córnea es aberrante, por lo que se deduce que el cristalino tiene un efecto compensador de las aberraciones corneales²²³. Estas aberraciones se mantienen constantes entre los 18 y los 40 años²²⁴. En individuos de edad avanzada no se sigue esta distribución, ya que se esclerosa el cristalino y se producen nuevas aberraciones internas que ya no compensan las aberraciones corneales²²⁵. Por tanto, a partir de los 40 años se aprecia un aumento en el global de aberraciones, que al estudiarlo con detalle se aprecia que es debido a un aumento de las aberraciones de 3er orden (en particular

la coma en el eje Y) y de 4º orden²²⁵. Existen estudios²²² que afirman que la esfericidad corneal no varía con el tiempo, pero sí que aumenta la esfericidad global²²⁶.

- B. **Acomodación**²²⁷: al acomodar, el cristalino varía su forma²²⁸, por lo que se modifican las características y la cantidad de aberraciones. Por ello, la corrección aberrométrica ideal para la visión lejana no sirve para la visión cercana²²⁸. Al acomodar se produce un movimiento de los elementos ópticos, por lo que se pueden desalinearse y cambiar de forma, modificando totalmente el patrón aberrométrico. Esto cambia mucho de individuo a individuo²²⁹.
- C. **Midriáticos**: al utilizar estos fármacos se producen alteraciones aberrométricas, aunque no son de gran importancia²³⁰, con un cambio aproximado de 2 micras. Se observa un cambio en el astigmatismo y también en el defocus, indicando que el paciente no mantiene el mismo plano de foco a pesar de aplicarse el mismo estímulo acomodativo. Con respecto a las HOA, también se modifican pero son muy variables entre individuos²³¹.
- D. **Fotorreceptores**: juegan un papel fundamental en la calidad óptica del ojo, pues la distinta sensibilidad de los conos a la luz que entra por distintos sitios de la pupila puede influir en las aberraciones oculares. Si la luz llega de forma directa a los conos en vez de oblicua se mejora la calidad de la imagen²¹⁸.
- E. **Longitud de onda**: las aberraciones mayores se producen con luz policromática (luz blanca), ya que el ojo tiene distintos índices de refracción para cada longitud de onda. Por tanto, si el ojo focaliza una imagen en la región del verde, las longitudes de onda menores se consideran fuera de foco (ACL).
- F. **Bilateralidad**: las aberraciones son similares en el ojo derecho e izquierdo de un mismo paciente²²¹ por lo que la genética y los factores ambientales que controlan el

desarrollo de las aberraciones del sistema dióptrico del ojo funcionan con una simetría especular.

2.3.5- FACTORES QUE EMPEORAN LA VISIÓN

- A. **Difracción:** Se debe a la interacción entre la luz que entra en el ojo y el borde pupilar. Esta interacción altera el frente de ondas convergente y produce en la retina una difuminación de los bordes de la imagen, por lo que se ve un punto con una pequeña aureola alrededor llamado “airy disk”²¹⁸. Esto es debido a que la luz que pasa por una apertura es absorbida por los bordes, y cuando se vuelve a transmitir provoca un patrón de interferencia que aumenta la amplitud de la imagen. Por tanto, la difracción influye más en la calidad visual cuando el diámetro pupilar es pequeño²³².

- B. **“Scatter” intraocular:** Corresponde a la difracción que sufren los rayos de luz que entran en el ojo, al atravesar estructuras opacas con distinto índice de refracción y con superficies irregulares, provocando que una parte de los rayos del frente de ondas no focalice en el punto de la retina donde debería focalizar, sino que lo hace lejos de él o incluso en estructuras distintas de la retina. Si el scatter es muy pronunciado puede provocar deslumbramientos, que es lo que ocurre en cataratas subcapsulares.

- C. **Aberraciones:** Un frente de ondas deformado origina una imagen borrosa. La forma de la imagen borrosa depende del tipo de aberración. Si la aberración es simétrica producirá una imagen simétricamente borrosa. Si aumenta la cantidad de aberración sin variar su forma, la calidad de la imagen disminuye.

2.3.6- ABERRACIONES TRAS CIRUGÍA REFRACTIVA

El deterioro de la visión en condiciones escotópicas es una de las quejas más frecuentes en pacientes intervenidos de procedimientos queratorrefractivos (KR, PRK, LASIK)²³². Estas molestias el paciente las relata como visión de halos y deslumbramientos, en un principio fueron atribuidas a las cicatrices (KR) y al leucoma (PRK); sin embargo recientemente se ha detectado que el aumento de las aberraciones ópticas inducido por este tipo de cirugía al corregir las aberraciones de bajo orden es la causa de estas secuelas¹⁶.

Diversos autores han mostrado el aumento de las HOA tras la cirugía, concluyendo que son las aberraciones de tercer orden las que más varían¹⁹, aunque también lo hacen las de cuarto orden²⁰ y el resto de HOA¹⁵.

Aunque las HOA aumentan tanto tras la PRK como tras el LASIK, se ha detectado que este aumento es mayor tras este último²³³. Una hipótesis para explicar este hecho determina al flap corneal como responsable de inducir las aberraciones de tercer orden²³³. Para evitar la inducción de aberraciones esféricas se debe realizar una ablación corneal central más profunda y mayor transición en los límites de la zona óptica, pero esto no es posible cuando se corrigen errores refractivos altos, por la cantidad de lecho estromal que se debe ablacionar²³⁴. Este tipo de cirugía provoca un incremento de la aberración esférica positiva en tratamientos miópicos, y negativa en tratamientos hipermetrópicos. Como las aberraciones de alto orden se localizan en la periferia, la calidad visual empeora en condiciones en las que se dilata la pupila. Todo esto se relaciona con una disminución de la sensibilidad al contraste siendo la causa de insatisfacción de algunos pacientes operados de LASIK, aunque tengan una buena AV.

2.3.7- ABERROMETRÍA: SISTEMAS DE MEDICIÓN DE ABERRACIONES

2.3.7.1- INTRODUCCIÓN

Para plantear la realización de un tratamiento personalizado de cirugía refractiva y conseguir una mejora global de la función visual, es necesario medir las aberraciones oculares de todo el ojo. Hasta ahora el tratamiento se ha basado en la refracción del paciente, teniendo en cuenta la topografía corneal anterior²³⁶. Si se programa el láser sólo con estos datos, la corrección es incompleta, pues aumenta el número de aberraciones de alto orden^{10,11,237}.

El análisis del frente de onda es fundamental para poder corregir estas aberraciones de alto orden junto con las de bajo orden (esfera y cilindro). Se han desarrollado muchos métodos para describir el error del frente de onda, que se describen más adelante. Aún así, estos métodos tienen limitaciones, pues sólo son capaces de captar aberraciones monocromáticas de una determinada longitud de onda.

2.3.7.2- HISTORIA

La tecnología de Frente de Onda tiene su origen en el campo astrofísico²²⁰, donde los astrónomos buscaban perfeccionar las imágenes obtenidas en sus telescopios²³⁸. Para ello debían corregir las grandes distorsiones del frente de onda que entraban en las lentes de sus telescopios procedentes de la galaxia, con un proceso que se llama óptica adaptativa (mediante unos espejos deformables reforman los frentes de onda y así visualizan claramente los cuerpos celestes).

En 1619 Scheiner publicó el tratado “Fundamentos ópticos del ojo”, que es el primer trabajo que trata sobre la medición de las aberraciones oculares, midiendo la capacidad de enfoque del ojo mediante un instrumento llamado disco de Scheiner²³⁹. Este disco tiene dos pequeños agujeros, uno en el centro y otro en la periferia. Para una fuente de luz lejana, los rayos de luz alcanzan este disco aproximadamente paralelos uno de otro

(es lo que se llama incidencia paraxial). Si una persona emétrope se coloca detrás del disco, verá un único punto luminoso, pues ambos rayos se unen en la fovea. Pero si existen ametropías, los dos rayos de luz no enfocan en la retina, sino que lo hacen delante (miopía) o detrás (hipermetropía) de ella. Colocando lentes positivas o negativas enfrente del ojo hasta que los dos puntos se unen, se consigue graduar al paciente (corrección esférica).

En 1884 Tscherning²⁴⁰ construyó un instrumento al que llamó aberroscopio, en el que proyectaba la imagen de una rejilla cuadrada superpuesta en una lente esférica de 4 D en el fondo de ojo. Después se solicitaba al sujeto que dibujara lo que veía en una hoja de papel, obteniendo una medida subjetiva de las aberraciones²⁵.

En el siglo XX Hartmann²⁴¹ introdujo una pantalla con aperturas en forma de círculo (llamada pantalla de Hartmann) que podía utilizarse para analizar las aberraciones ópticas.

En 1960 Howland²⁴² inventó el aberroscopio de cilindro cruzado, utilizando una rejilla superpuesta a una lente de 5 D con un cilindro negativo a 45°. De ese modo obtuvo unas imágenes más definidas que con el aberroscopio de Tscherning.

En 1961 Smirnov describió un método para medir el astigmatismo utilizando el disco de Scheiner²¹⁸. Utilizó una fuente fija puntual de luz para el agujero central y una fuente de luz móvil para el agujero periférico, consiguiendo cambiar el ángulo de incidencia del ángulo periférico y hacer que se una con el rayo central en la retina para cada meridiano del ojo.

En 1971 Shack²⁴³ hizo una variación de la pantalla de Hartmann, ya que en vez de utilizar una pantalla con agujeros, propuso usar microlentes, obteniendo así una imagen más definida en el plano focal para cada haz de rayos.

En 1977 Howland²⁴⁴ realizó el primer estudio en ojos humanos con un aberroscopio subjetivo, concluyendo que las aberraciones tipo coma son las que dominan la estructura

aberrante del ojo en todos los tamaños pupilares. También introdujo los polinomios de Zernike para describir las aberraciones del frente de onda, aunque estos polinomios se habían utilizado mucho anteriormente en otros campos de la óptica²¹⁷.

En 1984 se mejoró la técnica del cilindro cruzado²⁴⁵ adaptando cámaras fotográficas que realizan fotos de las rejillas de la retina, convirtiendo la aberroscopia en una técnica objetiva, permitiendo realizar comparaciones cuantitativas de las aberraciones.

Hasta 1994 el sensor de frente de onda Hartmann-Shack (H-S) se utilizaba principalmente en los telescopios de los observatorios para medir y corregir las aberraciones causadas por las turbulencias de nuestra atmósfera, y fue Liang²³⁶ quien adaptó un sistema óptico en el sensor de frente de onda H-S, tomando fotos de los ojos y calculando las aberraciones oculares mediante los polinomios de Zernike. Desde entonces, el aberroscopio de H-S es una de las técnicas más utilizadas para medir las aberraciones del ojo.

2.3.7.3- TIPOS DE ABERRÓMETROS

Para medir las aberraciones de alto orden se utilizan los aberrómetros, que se pueden dividir en dos tipos²¹⁸:

- A. **Hacia dentro (ingoing):** captan la deformación que sufren los rayos al entrar en el ojo. Incluye el aberrómetro de Tscherning y los métodos de ray-tracing de rayos individuales.
- **Aberrómetro de Tscherning:** Se basa en los principios del aberroscopio de Tscherning. El trayecto de entrada consta de un láser Nd: Yag, una máscara agujereada y una lente aberroscópica. La máscara divide el haz de láser en 168 rayos de luz individualizados. El diámetro del patrón de puntos en la córnea es de 10 mm, y en la retina de 1 mm. Este patrón de puntos en la retina es el que se capta y del que se calcula el frente de onda. El número de

puntos depende de la máscara y del diámetro pupilar. El trayecto de salida se capta a través de una apertura de 1 mm, limitándose sólo por la difracción. La imagen se capta con una cámara CCD (del inglés: charged-coupled device, corresponde a una cámara de alta resolución) conectada a un ordenador personal, que calcula las aberraciones a partir de esta imagen comparando la posición de los puntos real con la ideal.

- **Ray-Tracing**²⁴⁶: Este sistema mide de forma individualizada la localización de todos los rayos que entran por la pupila paralelos al eje visual, en lugar de medir simultáneamente en toda la entrada de la pupila. Compara dónde se refleja el rayo en la retina con el sitio donde se debería localizar. Existen varios tipos de aberroscopios:
 1. **Spatially resolved refractometer**²⁴⁷: aplica un haz alineado con el centro pupilar o eje óptico, midiendo la refracción punto por punto hasta realizar 30-50 mediciones. Se considera un test psicofísico²³¹, pues el paciente alinea mediante un joystick el haz de luz que se emite con un punto en cruz que hay de referencia siempre en el centro pupilar, de modo que al alinear los dos puntos se neutraliza la aberración. Si el ojo no tuviera aberraciones, todos los puntos se proyectarían en el mismo punto retiniano, pero en el ojo real cada punto focaliza en un lugar distinto. Cada escaneado dura 3-4 minutos; normalmente se hacen 3 barridos, con lo que la prueba dura unos 14-15 minutos. Después se traduce la desviación a polinomios de Zernike, obteniendo mapas de 2 y 3 dimensiones o el patrón de ablación.
 2. **Tracey-1**: este aberroscopio se basa en los mismos principios que el anterior, pero supone una mejora pues es un método objetivo y rápido. Para ello utiliza un láser de diodo que emite pulsos de forma secuencial y escanea la pupila en un movimiento horizontal, paralelo

al eje visual pero con distintas orientaciones y ángulos. Así consigue escanear 64 puntos en una pupila de 6 mm en 10 ms. Se puede programar para que escanee en un patrón determinado o sólo en una zona. Con cada medición forma un diagrama de puntos secuencial.

B. Hacia fuera (outgoing): captan la deformación que sufren los rayos al salir del ojo, tras reflejarse en la retina. Incluye el aberrómetro de Hartmann-Shack²⁴⁶.

A. Aberrómetro de Hartmann-Shack (H-S): Capta la deformación que sufren los rayos al salir del ojo. Consiste en la introducción de un haz fino de láser (así durante la entrada no capta ninguna aberración) que tras impactar con la retina se convierte en un frente de onda esférico. Este frente de onda esférico va adoptando las sucesivas aberraciones de las superficies del ojo que va atravesando convirtiéndose así en un frente de onda esférico. El sensor H-S realiza la medición del frente de onda en el plano pupilar, transformándolo en una imagen de puntos a través de una placa con múltiples aperturas (descompone la luz reflejada en múltiples rayos individuales). Cada rayo incide en una microlente y cada una de las lentes forma una imagen aérea (centroide) de todos los puntos retinianos sobre una cámara CCD acoplada a un ordenador que digitaliza las señales de vídeo en imágenes. Comparando el patrón de puntos de un frente de onda distorsionado con el de un frente de onda plano (sin aberraciones), se puede precisar la forma exacta de la distorsión del frente de onda, pues la cantidad de desplazamiento de cada punto es directamente proporcional a la distorsión del frente de onda. Los datos son expresados matemáticamente en tres dimensiones con funciones de polinomios. La mayoría de investigadores ha seleccionado el método de Zernike para este análisis²⁴⁸ aunque las series de Taylor se pueden utilizar para el mismo propósito. Los datos de los mapas de frente de onda son representados como una suma de los polinomios de Zernike, cada uno describiendo una cierta deformación asociada con una aberración óptica típica²⁴⁹.

2.3.7.4- ANÁLISIS DE LAS IMÁGENES

Una vez el aberrómetro ha determinado el frente de onda, se puede obtener la **refracción espacial (wavefront refraction)**, que corresponde a la refracción en cada punto de la córnea, teniendo en cuenta todos los elementos ópticos en toda la longitud del ojo. Se considera una refracción mucho más completa que la refracción convencional, ya que esta última considera que cada zona de la córnea tiene la misma refracción, pero en realidad, cada zona de la córnea tiene una refracción distinta²⁵⁰. Por ello, al tratar el defecto refractivo con una sola lente esféricocilíndrica para todas las zonas de la córnea, se obtienen zonas hiperconvergentes, otras hipocorregidas y algunas emetropizadas. Sin embargo, el resultado final es satisfactorio porque las inclinaciones del frente de onda casi no provocan desplazamiento de la imagen retiniana y también por la suavidad de la transición entre las distintas zonas.

La **aberración del frente de onda (wavefront aberration)** corresponde a la suma de defocus, astigmatismo y HOA que provocan todos los elementos ópticos del ojo al interactuar con los rayos de luz. Si la luz atraviesa un ojo con un sistema óptico perfecto, se describe un frente de onda perfectamente esférico. Si por el contrario pasa por una zona aberrante, estas ondas perfectas se arrugan creando el **error del frente de onda (wavefront error)**. Este error se define como la diferencia entre el frente de ondas plano (frente de ondas de una superficie esférica ideal) y el real. Estos errores se representan con un mapa de colores describiendo así los efectos que producen la córnea y el cristalino en la luz que atraviesa cada punto de la pupila. Si se corrigen estos errores, se consigue una imagen casi perfecta, sólo alterada por la difracción, el scatter y la aberración cromática.

Una forma de representación del frente de ondas se realiza por medio de los “**centroides**”, que corresponden a una imagen de todos los puntos retinianos que inciden en las microlentes, formando una malla de puntos.

Si estos puntos son equidistantes y están bien enfocados significa que el frente de ondas es plano y los rayos son paralelos. Si no lo son, se determina que el frente de ondas

es aberrante. Los puntos de luz se desplazan tanto en el eje X, en el Y, como en el Z con relación al punto de referencia. En un desplazamiento en el eje Z aumenta el diámetro del spot y se traduce como una aberración de defocus. Los desplazamientos en los ejes X o Y indican la pendiente del frente de onda, tanto en desviación lateral como vertical. Si la inclinación es muy grande, los centroides se pueden solapar, invadiendo la zona del punto contiguo, por lo que la medición final no sería real, ya que el sensor H-S no puede interpretar estos solapamientos.

El valor máximo de aberración que se puede medir depende del tamaño de la rejilla de lentes y de la separación entre las lentes, pero no de la longitud de onda utilizada en la medida. A mayor concentración de lentes mejor definición de las aberraciones, aunque existe más riesgo de solapamiento. Los centroides deben ser mayores que la resolución de la cámara CCD. Lo ideal son 3 pixels por cada spot. A partir de la imagen de puntos se forma una imagen en dos o tres dimensiones, así como el patrón de ablación (inverso del frente de ondas).

El análisis del cálculo y reconstrucción del frente de ondas se puede realizar de dos formas:

- A. **Método computerizado:** mediante un software específico se calcula la desviación del eje X, Y y Z, junto al posible margen de error. La sensibilidad de captación de desplazamiento es de pocos segundos de arco, obteniendo un mapa de líneas que unen los puntos que tienen la misma elevación o longitud de onda. El aberrómetro calcula automáticamente las distintas aberraciones del frente de onda mediante los polinomios de Zernike, estimando los mejores coeficientes para cada polinomio.
- B. **Método directo:** Se basa en el grado de desplazamiento de los centroides²⁵¹. Sin necesidad de ordenador y de forma más rápida se deduce el valor máximo de aberración al compararlo con el patrón de referencia. La máxima resolución es la mitad del espacio entre centroides en el patrón de referencia. Para interpretar el frente de ondas, se puede orientar hacia una aberración comática si el

desplazamiento global de los centroides es mayor en un extremo que en el otro. Si los patrones son similares en ambos lados, no hay demasiada coma. Si no hay desplazamiento en el eje Y es que no hay aberración de esfericidad. Si al dilatar la pupila los centroides periféricos se desplazan hacia el centro significa que existe una aberración de esfericidad positiva. Las aberraciones de mayor orden son difíciles de detectar por este método.

2.3.7.5- ANÁLISIS DE LAS ABERRACIONES

Para cuantificar el impacto que tienen las aberraciones oculares en la imagen retiniana se recurre a la “**función de frente de onda aberrante**”²⁵². Con esta función se puede conocer el efecto de las aberraciones en la calidad visual, pues las medidas convencionales de la función visual como el test de Snellen o test de sensibilidad al contraste no correlacionan la función visual con los defectos ópticos del ojo. Para medir la contribución de las aberraciones en el deterioro de la función visual se recurre a los siguientes parámetros:

A. **Función de modulación de transferencia (MTF: modulation transfer function):**

Cualquier factor que modifique un frente de ondas de un sistema óptico respecto al ideal, provoca una pérdida de su capacidad de percibir el contraste. Los factores más importantes que producen esta pérdida de sensibilidad al contraste son las aberraciones y la difracción²⁵². La MTF mide estas variaciones de la capacidad de percibir contraste y determina la calidad de la imagen de forma cuantitativa. La MTF se puede obtener a través de un frente de onda mediante la transformación de Fourier^{253,254} y puede ser definida como:

$$MTF = \frac{\text{Intensidad de modulación (ej:contraste) en la imagen retiniana}}{\text{Intensidad de modulación del objeto}}$$

Por tanto, la MTF mide la diferencia entre cómo es un objeto y cómo lo puede percibir un ojo con aberraciones. A partir de la MTF se puede representar la imagen retiniana de un objeto mediante una teoría óptica.

- B. Raíz de la media de los cuadrados (RMS: root mean square):** Esta medida indica la cantidad de desviación del frente de onda calculando la desviación estándar de la variación del frente de ondas real con respecto al frente de ondas ideal de referencia, en todos los puntos del frente de ondas. Esta medida es muy útil para medir la calidad óptica²⁵⁵. Cuanto mayor es el RMS, mayor es la aberración y peor es la calidad visual. El RMS se puede calcular en global o para cada orden de Zernike, pudiendo determinar en qué medida cada orden está implicado en la degradación de la calidad de la imagen²⁵⁶. El diámetro pupilar influye en el RMS, pues en pupilas pequeñas es 3-4 veces menor que en pupilas grandes, lo que confirma que las aberraciones aumentan de forma directamente proporcional al diámetro pupilar¹⁷.
- C. Función de dispersión de un punto (PSF: point spread function):** Si un objeto es un punto en el infinito, en lugar de observar una imagen puntual en la retina (una mancha brillante definida con una transición fuerte entre brillantez y opacidad) se observa un punto disperso llamado “función de dispersión de punto” (PSF). Cuantas más aberraciones tiene el sistema óptico del ojo, más difuso será el punto. Cada patrón aberrométrico tiene un PSF determinado. El PSF varía en todas las situaciones donde se produzca un cambio de las aberraciones, como ocurre en la acomodación y el envejecimiento²²⁸.
- D. Cociente de Strehl (Strehl ratio):** Esta medida corresponde al cociente entre el PSF real y el PSF teórico sólo limitado por la difracción (los dos PSF con el mismo diámetro pupilar). Este resultado permite determinar la mejoría que se obtendría tras tratar las aberraciones de alto orden en un sujeto. Su valor oscila entre 0 y 1. Cuanto más próximo al 1, menor cantidad de aberraciones hay (a partir de un Strehl de 0,8 se considera un sistema óptico libre de aberraciones).

$$\text{Strehl ratio} = \frac{\text{PSF del ojo con aberraciones}}{\text{PSF del ojo si no tuviera aberraciones, limitado sólo por la difracción}}$$

2.3.7.6- REPRESENTACIÓN DE LAS ABERRACIONES

El frente de onda puede representarse de forma numérica, mediante los polinomios de Zernike, o de forma esquemática, ya sea en el plano pupilar o en el plano retiniano, a partir de los cuales se obtienen distintos parámetros para medir la **calidad óptica** del ojo:

2.3.7.6.1- REPRESENTACIÓN NUMÉRICA: POLINOMIOS DE ZERNIKE (PZ)

Para analizar un frente de ondas, debe ser descompuesto en términos asociados a aberraciones de comportamiento común tales como la inclinación, la aberración esférica, el coma y el astigmatismo. Los PZ corresponden a una base ortogonal (es decir, tiene una forma continua en el interior de una unidad circular), y por ello es adecuada para aplicarse en aperturas circulares como la pupila²⁵⁷. Estos polinomios describen rayos puntuales que se describen en tres ejes: X, Y, Z. Así cada pequeña región en la entrada de la pupila tiene sus propios tres parámetros que caracterizan su corrección refractiva local: esfera, cilindro y eje²⁵⁰. De esta forma se miden las aberraciones globales de todo el sistema óptico incluyendo la córnea, el cristalino, el vítreo y la retina²⁵⁸.

Cada orden de aberración describe una cierta deformación. De este modo, las aberraciones de primer orden polinómico describen el error prismático. El segundo orden describe el desenfoque. Las de tercer orden se consideran aberraciones comáticas o coma, y las de cuarto orden corresponden a las aberraciones esféricas. La descripción de los PZ para el análisis del frente de onda incluye hasta la expresión de décimo orden. Estos polinomios

se utilizan para definir el patrón de ablación que hay que aplicar. Se clasifican en base a dos subíndices, según el orden de la aberración (n) o a la localización de la aberración (m ó f):

$$Z(r^n, f\theta) = Zfn$$

- n = grado radial (orden de la aberración)
- f (o m) = frecuencia angular o azimutal

Cuanto más periférica es la aberración, mayor es el valor de la frecuencia angular. Las aberraciones llamadas trefoil corresponden a $m = 3$, las tetrafoil corresponden a $m = 4$, y así sucesivamente.

2.3.7.6.2- REPRESENTACIÓN EN PLANO RETINIANO

Las aberraciones se representan mediante la MTF y el PSF.

2.3.7.6.3- REPRESENTACIÓN ESQUEMÁTICA EN PLANO PUPILAR

A. Elevación del frente de ondas: Se representa mediante líneas que unen los puntos que tienen la misma elevación o longitud de onda, es decir, están igual de alejados de la esfera de referencia. Se utilizan intervalos de 0,15 a 0,3 micras, pudiendo existir hasta 7 micras de diferencia entre la zona más alta a la más baja. Se asume que en el centro pupilar no hay aberraciones de alto orden, pues se pueden corregir con una lente esferocilíndrica. Así se obtienen mapas similares a un mapa cartográfico. Es la representación en plano pupilar más utilizada²⁵⁹. La refracción en los 2 mm centrales se mantiene constante, pero hacia la periferia va cambiando en cada meridiano. Lo ideal es que los cambios de refracción a lo largo de la pupila fueran los mínimos posibles, de forma que las líneas de contorno estuvieran espaciadas.

B. **Pendiente del frente de onda:** se puede representar de los siguientes modos:

- **Mapa de agudeza²⁵⁹:** es el mapa que mejor representa la calidad visual esperada. Se representa con el PSFp (equivale al PSF retiniano pero referenciado al plano pupilar), e indica la borrosidad de la imagen en minutos de arco. La zona con menos sombra gris es donde existe menos de un minuto de arco de borrosidad, correspondiendo con la zona de una AV = 20/20.
- **Malla aberroscópica de Tscherning²⁵⁹:** Esta malla se obtiene tras representar todas las pendientes de los frentes de onda con flechas y unir todos los puntos, consiguiendo un diagrama de puntos.
- **Curvatura del frente de onda (poder refractivo):** Este mapa se representa por líneas que unen los puntos del frente de ondas que tienen la misma curvatura. Como no se calcula directamente del frente de onda, sino a través de un cálculo matemático, tiene mayor probabilidad de error que la pendiente o la altura del frente de onda. Puede representar el componente esférico y el cilíndrico por separado.

2.3.7.7- FACTORES QUE INFLUYEN EN LA VISIÓN

2.3.7.7.1- FACTORES QUE MEJORAN LA VISIÓN

Los siguientes factores compensan la pérdida de calidad visual producida por todos los elementos previamente descritos:

- A. **Respuesta fotópica²⁶⁰:** Disminuye el efecto sobre la calidad visual de la aberración cromática. Depende de la distinta sensibilidad de los tres tipos de conos que existen en la retina. Cada uno de ellos es sensible a una longitud de onda determinada, según el fotopigmento que poseen²¹⁸:

- **Conos sensibles a longitudes de onda cortas (SWS):** con un pico en los 445 nm (corresponde a los mal llamados conos azules).
- **Conos sensibles a longitudes de onda medias (MWS):** con un pico en los 543 nm (mal llamados conos verdes).
- **Conos sensibles a longitudes de onda largas (LWS):** con un pico en los 566 nm (mal llamados conos rojos).

La curva de respuesta fotópica tiene un máximo en la longitud de onda de 555 nm (verde), y una disminución en el rojo y el azul. De este modo se maximiza la sensibilidad en el medio del espectro y se disminuye en los extremos.

- B. **Efecto Stiles-Crawford**²⁶¹: Reduce los efectos de la pérdida de calidad visual producidos por la difracción y las aberraciones monocromáticas. Se debe a la preferencia de los receptores foveales a la luz que entra por el centro pupilar y no a la que entra por los bordes de la pupila. De este modo se consigue una respuesta disminuida de la retina frente a las posiciones más aberrantes del frente de onda.
- C. **Dithering**²⁶⁰: Es un movimiento constante de la retina que provoca que la imagen retiniana caiga en distintos receptores. De este modo se mejoran ligeramente los límites neuronales.

2.3.7.7.2- FACTORES QUE LIMITAN LA VISIÓN

El factor principal que limita la calidad visual corresponde a las aberraciones oculares. Sin embargo, aunque el globo ocular estuviera libre de ellas, la visión estaría limitada por diversos factores²⁴, como el límite retiniano, el límite neural, alteración de las vías ópticas o el factor cortical. Los factores que limitan la función retiniana son:

- A. **Sensibilidad de los receptores**²⁵²: Esta sensibilidad depende de la frecuencia espacial de la imagen. Existe un umbral que corresponde a la máxima frecuencia espacial de un estímulo que un grupo de neuronas puede captar (Nyquist frequency: NYF). Por tanto, los estímulos con una frecuencia espacial mayor del NYF no son captados por la retina. El NYF foveal psicofísico se estima en 50-60 ciclos/grado, que equivaldría a una AV de 20/10. El NYF foveal anatómico se estima entre 46-83 ciclos/grado, que equivaldría a una AV de 20/13 o 20/7. Por tanto, el NYF foveal psicofísico es menor que al anatómico, ya que influyen factores de interpretación de la visión. Por ello es difícil creer que una persona pueda llegar a ver entre 2 y 3 veces más de lo normal aunque se le hayan corregido todas las aberraciones. En los ojos normales, la máxima frecuencia espacial percibida siempre es menor que el NYF, pero si se corrigieran todas las aberraciones podría llegar a ser superior, siendo la densidad neuronal el factor limitante de la resolución visual. Si la densidad de neuronas no es suficiente, los pequeños detalles no pueden ser representados por la retina, viendo estos objetos con una frecuencia espacial distinta de la real, con distinta forma, orientación e incluso dirección de movimiento comparado con el estímulo físico real. Este fenómeno se llama “aliasing”^{261,262}, y no significa que los objetos con una frecuencia espacial por encima de la resolución retiniana se dejen de ver, sino que se ven de una forma irreal, bajo un “alias”.
- B. **Diámetro y agrupamiento de los receptores**: El tamaño de cada fotorreceptor y la distancia que existe entre ellos determina la máxima frecuencia espacial que pueden percibir y, por tanto, la máxima resolución que puede alcanzar la retina²⁶³. En un ojo con un sistema óptico perfecto (sin aberraciones) la disposición espacial de los

conos limita la AV a 20/10²⁶⁴. Cada fotorreceptor transmite la media de la intensidad de luz que recibe. Por tanto sólo se puede captar un patrón sinusoidal si existe diferencia a nivel de la luz captada entre fotorreceptores contiguos. Si cada fotorreceptor capta un pico y un valle de una frecuencia espacial muy alta, como todos los fotorreceptores vecinos captan el mismo nivel de energía, se integra en el córtex como si fuera una línea recta y no se percibe el contraste a esta frecuencia espacial. Para ver bien una imagen deben implicarse varios fotorreceptores, ya que si toda la imagen recae dentro de un solo fotorreceptor se ve como un punto²⁶⁵. Por ello es importante conocer la distribución de los conos en la retina neural, ya que no es uniforme. La mayor proporción de conos se encuentra en los 0,35 mm centrales de la foveola (0,385 mm² ó 1°), siendo la zona de la retina que proporciona mayor resolución espacial. La concentración de conos va disminuyendo de forma proporcional a la distancia a la foveola. Por ello, al aumentar el tamaño pupilar se produce mayor “aliasing”, y por tanto se deduce que la corrección de la HOA puede mejorar la definición espacial en la periferia retiniana, mejorando la calidad visual²⁶⁶.

- C. **Ambliopía refractiva:** La visión es un proceso más complicado que el potencial de visión que puede dar el sistema óptico del ojo. Está influenciado por diversos factores como las experiencias visuales vividas, la habilidad de conocimiento²⁶¹... La ambliopía refractiva se define como la incapacidad de aumentar la AV después de los 8 años de edad. Por tanto si corregimos la HOA a una persona que ha visto toda su vida 20/20, no se puede afirmar que llegue a ver 20/8. Sí que es posible que aumente 1 ó 2 líneas de visión tras corregir todas sus aberraciones (tanto de bajo como de alto orden).

2.4- TRATAMIENTO PERSONALIZADO DE LA MIOPIA

2.4.1- DEFINICIÓN

Consiste en la corrección de un defecto refractivo mediante una técnica quirúrgica en la que se realiza una ablación corneal con láser excímer, guiada por el patrón aberrométrico global del ojo²⁶⁷. Se llama personalizado porque es diferente para cada ojo, ya que cada uno tiene un patrón aberrométrico determinado.

Con esta técnica, además de corregir el error esférico (que es lo que se corrige con la técnica LASIK convencional) también se corrigen las HOA, permitiendo optimizar el sistema óptico de cada paciente²⁶⁸.

2.4.2- OBJETIVOS

Con la técnica personalizada se pretende conseguir los siguientes objetivos:

A) **Mejorar la calidad visual:** al realizar una ablación con la técnica convencional (LASIK) sólo se corrige la esfera y el cilindro, induciendo la formación de nuevas HOA²⁶⁹. Al realizar la ablación guiada por frente de ondas, ya no se produce un aumento de las HOA, por lo que se consigue:

- Mejoría de la visión nocturna.
- Conservación de la sensibilidad al contraste.
- Mejoría de la AV (respecto de la AV preoperatoria): si la ambliopía refractiva y la retina lo permite, se puede alcanzar más fácilmente una AV = 20/10 que con la cirugía LASIK convencional.

B) **Reducir la cantidad de tejido corneal ablacionado:** se consigue ablacionando sólo el tejido necesario, evitando las zonas que no producen ningún efecto refractivo. De esta forma se ahorra tejido corneal, pudiendo ser susceptibles de

cirugía pacientes que hasta el momento no se pueden operar con los algoritmos de los láseres actuales²¹⁸.

2.4.3- FACTORES QUE INFLUYEN EN EL TRATAMIENTO PERSONALIZADO

A la hora de plantear una ablación personalizada, deben tenerse en cuenta diversos factores interrelacionados entre sí²⁶⁷:

- A) **Factores funcionales:** según la edad, profesión, presbicia y tolerancia psicológica del paciente se plantea un tipo de tratamiento u otro. Por ejemplo, dejar -1 D residual en un paciente de 25 años es diferente que en un paciente de 45 años, ya que este último, si ha empezado a tener los síntomas de la presbicia, esta dioptría le ayudará a tener mejor visión cercana.
- B) **Factores anatómicos:** el grosor y la curvatura corneal, así como el diámetro pupilar en condiciones fotópicas y escotópicas, son medidas anatómicas fundamentales a la hora de programar la cirugía. Es posible que en un futuro también sean considerados a la hora de planificar la cirugía la profundidad de la cámara anterior del ojo, la curvatura anterior y posterior del cristalino, el grosor cristaliniano o la longitud axial del ojo²⁶⁷.
- C) **Factores ópticos:** existen dos formas de plantear el tratamiento personalizado para corregir las aberraciones ópticas:
- **Guiado por topografía corneal:** trata las irregularidades corneales medidas por topografía corneal. Esta técnica tiene su uso en pacientes con astigmatismo regular o irregular^{270,271,272,273}, tras queratoplastias²⁷⁴, islas centrales^{275,276}, irregularidades corneales²⁷⁷...
 - **Guiado por análisis del frente de onda:** incluye la medición de la totalidad de las aberraciones oculares, de modo que no sólo trata la esfera y el cilindro, sino también el coma, aberraciones esféricas y HOA.

2.4.4- CUANTIFICACIÓN DEL BENEFICIO VISUAL TRAS EL TRATAMIENTO PERSONALIZADO

Para objetivar los beneficios producidos en la calidad visual tras corregir las HOA se utilizan los siguientes parámetros^{262,263}:

2.4.4.1- FUNCIÓN DE MODULACIÓN DE TRANSFERENCIA (MTF)

Se establece la relación entre la MTF tras corregir todas las aberraciones monocromáticas y la MTF tras corregir sólo las aberraciones de bajo orden (esfera y cilindro). Este cociente indica la cantidad de contraste de imagen que se gana en cada una de las frecuencias espaciales.

$$\text{Beneficio visual} = \frac{\text{MTF con aberraciones monocromáticas corregidas}}{\text{MTF con corrección sólo de defecto esférico y astigmatismo}}$$

Si el cociente es igual a uno, indica que no se produce ningún beneficio al corregir las HOA con respecto a corregir sólo el defocus y el astigmatismo por lo que se debería indicar una corrección LASIK convencional en lugar de la técnica personalizada.

2.4.4.2- SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

Corresponde al cociente entre la SC corrigiendo las HOA y la SC corrigiendo sólo el defocus y el astigmatismo.

$$\text{Beneficio visual} = \frac{\text{SC con aberraciones monocromáticas corregidas}}{\text{SC con corrección sólo de defecto esférico y astigmatismo}}$$

2.4.4.3- AGUDEZA VISUAL

Equivale al cociente entre la AV con corrección de las HOA y la AV con la única corrección del defecto esférico y el astigmatismo.

$$\text{Beneficio visual} = \frac{\text{AV con aberraciones monocromáticas corregidas}}{\text{AV con corrección sólo de defecto esférico y astigmatismo}}$$

Se ha demostrado una mejoría de la AV de un 10-50% al realizar una ablación personalizada con respecto a la convencional²⁵³. Sin embargo, la medición de la AV puede infravalorar el beneficio visual, ya que está limitada por unas frecuencias espaciales determinadas (60 ciclos/grado) debido al factor neural. Por ello dentro de unos rangos determinados de frecuencia espacial la AV es tan fiable como la SC, pero superados estos rangos la AV deja de tener valor y es la SC la que nos indica el beneficio visual.

2.4.5- INCONVENIENTES DEL TRATAMIENTO PERSONALIZADO

No todo son ventajas a la hora de realizar un tratamiento basado en el análisis del frente de ondas, pues aún no existe ninguna técnica quirúrgica perfecta. Dentro de las desventajas de este procedimiento se incluyen:

- A. **Ausencia de corrección de las aberraciones cromáticas:** al aplicar una luz blanca aparecen las aberraciones cromáticas, que no son corregidas con el tratamiento personalizado, ya que los aberrómetros actuales sólo miden las aberraciones monocromáticas. Por tanto, no se produce mejoría de la calidad visual en las luces policromáticas.
- B. **Variabilidad de las aberraciones**²⁶²: las aberraciones se modifican de forma constante a lo largo de la vida debido a diversos factores:

- **Acomodación:** en función de la curvatura del cristalino se modifican las aberraciones en cuestión de segundos.
- **Película lagrimal:** las lágrimas tienen mayor índice de refracción que el aire, por lo que si la película lagrimal no es uniforme, los rayos de luz que atraviesan una zona delgada de la película lagrimal se propagan más rápido y llegan a la retina un poco antes que los rayos de luz que atraviesen una película lagrimal íntegra. Esto puede originar una alteración de la imagen retiniana, disminuyendo la AV y la SC. La magnitud de este efecto varía entre las personas, y dentro de un mismo individuo, también varía en cada parpadeo.
- **Envejecimiento:** existen estudios^{278,279} que afirman que las aberraciones van aumentando con la edad. Por tanto, las correcciones de las aberraciones que se realizan actualmente en el paciente es posible que no le sea útil al cabo de unos años. De todas formas, las aberraciones se mantienen constantes hasta los 45 años^{278,279}.
- **Límite neural** (ya comentado anteriormente).
- **Corrección del poder dióptrico ocular:** el tratamiento personalizado corrige las HOA y también las aberraciones de bajo orden, para conseguir que el ojo esté bien enfocado. Pero mantener el ojo enfocado 24 horas al día es complicado, debido a factores como la acomodación, presbicia, movimientos oculares, variaciones en las distancias en un mundo tridimensional...
- **Limitaciones de los aberrómetros:** son aparatos objetivos, que captan exclusivamente el componente óptico del ojo. No determinan el componente no óptico del astigmatismo (refracción subjetiva).
- **Factores de la industria:** las pantallas de televisión y los monitores de ordenador están diseñados para ser captados por un ojo con aberraciones.

Si éstas son corregidas es posible que al aumentar la resolución espacial del ojo sea capaz de detectar los píxels pudiendo dificultar la integración laboral del individuo²⁶².

- **Respuesta biomecánica corneal:** la respuesta de la córnea ante la agresión quirúrgica que supone la ablación corneal es la causa del mayor número de regresiones que se produce tras la ablación.
- **Visión ideal:** Con una visión de 20/10 se tiene una AV excelente a larga distancia, pero se reduce la profundidad de campo. Por tanto no está claro que sea mejor conseguir una visión de 20/10 libre de aberraciones que una visión de 20/13 con cierto nivel de aberraciones. Además cuando el paciente entre en la edad de la presbicia agradecerá tener cierto grado de aberración esférica positiva, ya que gracias a esta multifocalidad podrá mantener cierto grado de visión cercana.

2.4.6- REQUERIMIENTOS TECNOLÓGICOS PARA LA ABLACIÓN CORNEAL PERSONALIZADA

En los últimos años ha aparecido en el mercado un número de diferentes analizadores del frente de onda²⁸⁰. Con ellos, también se han propuesto diferentes modelos de ablación corneal personalizada basada en el frente de onda para poder corregir las aberraciones refractivas²⁸⁰. Los requerimientos más importantes al valorar los sistemas de láser construidos para este propósito son²⁸⁰:

2.4.6.1- SISTEMA DE ENTREGA CON DISPARO FLOTANTE

- A. **Tamaño y forma del disparo:** muchos de los sistemas de láser excímer disponibles comercialmente tienen diámetros de disparo que pueden disminuirse hasta 1 mm. La forma de este disparo puede tener:
- **Patrón gaussiano:** permite una superposición uniforme en la creación del perfil de ablación siendo capaz de hacer ablaciones finas y regulares. Tiene como inconveniente el efecto termal en los bordes del haz ya que

debido a su bajo nivel de energía no llegan a ablacionar y sólo calienta el tejido con las consecuentes complicaciones que esto conlleva²¹⁸.

- **Perfil top-hat (gaussiano truncado):** creado por la abertura de un diafragma concéntrico, produce unos bordes de ablación definidos que se superponen en el perfil de la ablación del láser consiguiendo ablacionar sólo el tejido corneal que pueda tener una implicación refractiva, evitando el efecto termal. También logra una ablación suave y uniforme con una zona de transición ideal.

B. Frecuencia de barrido de disparo: la mayoría de los láseres con pequeño disparo de perfil gaussiano utilizan una frecuencia de 200 Hz. Esta frecuencia de aplicación de los disparos es importante, ya que tratamientos que se demoran en el tiempo influyen adversamente en la hidratación tisular²⁸⁰.

C. Fundamentos del disparo flotante: con este tipo de disparo se evita la formación de islas centrales, se consigue una superficie de ablación mucho más regular y la onda de choque que se propaga a través del ojo provocadas por el impacto de la fotoablación con el láser excímer es menor, por lo que los beneficios de este tipo de disparo con respecto al láser de haz ancho son evidentes²⁸⁰.

2.4.6.2- SISTEMA VELOZ DE SEGUIMIENTO DEL OJO

Para seguir adecuadamente los movimientos sacádicos del ojo durante la fijación se requiere un sistema de seguimiento que puede ser de dos tipos:

A. Radar de láser: evalúa la posición del margen de la pupila dilatada farmacológicamente tras haber captado la posición de la pupila sin dilatar en referencia al limbo. Este sistema de detección utiliza una señal de láser diodo recibiendo la información 4000 veces / segundo, y está conectado a unos espejos de seguimiento que se reposicionan en menos de 10 milisegundos.

- B. **Videocámara infrarroja:** detecta cada cambio en la posición del reflejo pupilar.

2.4.6.3- EQUIPOS DE MEDICIÓN DEL FRENTE DE ONDA

Actualmente existen distintos tipos de instrumentos disponibles en el mercado para realizar análisis de frente de onda. Sus principios ya han sido explicados detalladamente en el capítulo 2.3.7.

2.4.6.4- INTERFASE FRENTE DE ONDA / PERFIL DE ABLACIÓN

- A. **Captura y comparación:** el primer paso para vincular las medidas capturadas por el analizador de frente de onda con el tratamiento de láser real es asegurar que se ha capturado el más preciso frente de onda. Para ello se realizan varias mediciones consecutivas, se comparan y se escogen las que más se parecen.
- B. **Conversión al perfil de ablación:** la conversión del perfil medido en el perfil de ablación es una inversión matemática compleja del perfil tridimensional²⁸⁰. El mapa de perfil de ablación que mide la profundidad o elevación del tejido que debe ser tratado, se debe descomponer en cálculos de la posición de cada pulso de láser excímer para lograr el perfil de ablación. Este paso requiere conocer la fluencia y profundidad aproximada de la ablación para cada pulso así como la superposición apropiada para lograr un perfil de ablación suavemente uniforme²⁸⁰.
- C. **Transferencia, seguimiento y alineación:** para transferir la información de la ablación se precisa un vínculo entre el equipo del frente de onda y el ordenador que calcula el patrón de disparo del láser excímer. Esta información se transfiere por medio de un disco flexible o un disquete. Una vez transferida esta información se puede activar el sistema de seguimiento y alinear la posición de los pulsos del láser con el movimiento del ojo²⁸⁰.

D. **Desarrollo del algoritmo:** la corrección actual con láser excímer utiliza un nomograma cuidadosamente desarrollado para obtener un resultado visual óptimo²⁸⁰. Para realizar las ablaciones personalizadas deben tenerse en cuenta los siguientes factores:

- Topografía corneal (forma): las córneas excesivamente planas o curvas pueden afectar al patrón guiado por frente de onda, dificultando que consiga la remodelación exitosa de la córnea.
- Biomecánica del colgajo corneal: es posible que el perfil del frente de onda varíe tras la creación del colgajo corneal.
- Aspectos ambientales: la hidratación de la córnea depende de la humedad, temperatura, técnica y duración del tratamiento²⁸⁰. Para obtener un patrón uniforme que corrija totalmente el error del frente de onda es importante conseguir una hidratación corneal adecuada.

2.4.7- ZYOPTIX

Como ya se ha explicado anteriormente, para poder realizar un tratamiento “personalizado” se necesitan unos aparatos sofisticados que midan y procesen las aberraciones ópticas y determinen el patrón de ablación adecuado a cada ojo. A continuación se detallan las características propias del sistema utilizado en este estudio, llamado Zyoptix.

ZyoptixTM (Bausch & Lomb) es un sistema que incorpora un aberrómetro tipo Hartmann-Shack llamado ZywaveTM, acoplado al sistema topográfico de elevación Orbscan IIz[®], a partir de los cuales genera el perfil de ablación individual que se realiza con el sistema de Láser Excímer Technolas 217z[®]. Por tanto este sistema utiliza una combinación del análisis del frente de onda y la topografía corneal para el diseño de la ablación personalizada para la corrección de las aberraciones ópticas²⁵⁸.

2.4.7.1- ORBSCAN IIz

El sistema de topografía corneal Orbscan (Bausch & Lomb) utiliza un haz de luz a modo de lámpara de hendidura para escanear el polo anterior del ojo y obtener así el mapa corneal. De él se puede extraer una serie de parámetros, algunos de los cuales no se obtienen con ningún otro método de análisis topográfico. El dato más característico es que permite obtener un mapa topográfico corneal por elevación, pudiendo así además, calcular la morfología de la cara posterior de la cornea. Esto es fundamental para poder detectar queratoconos subclínicos. Además realiza también un mapa paquimétrico, un mapa queratométrico, la medida blanco-blanco, la profundidad de la cámara anterior, el ángulo kappa, entre otras muchas medidas que permite obtener un estudio refractivo completo en sólo unos segundos. Los cuatro mapas que representan la medición con el topógrafo Orbscan son:

- A. **Mapa de elevación anterior:** es útil para descartar cualquier irregularidad corneal que pueda complicar el corte con el microqueratomo, como un queratocono, una degeneración marginal pelúcida, así como la queratometría.
- B. **Mapa de elevación posterior:** fundamental para descartar una forma incipiente o frustrada de queratocono.
- C. **Mapa queratométrico:** utiliza un disco de Plácido obteniendo medidas similares a los topógrafos convencionales.
- D. **Mapa paquimétrico:** Las paquimetrías suelen tener valores inferiores a las mediciones ultrasónicas, ya que no miden a partir de epitelio sino de la membrana de Bowman. Puede ajustarse su resultado utilizando un factor de corrección acústico. En las medidas postoperatorias pueden alterarse, ya que al atravesar la interfase puede difractarse la luz y dar medidas irreales.

Existen muchos parámetros que se obtienen con el topógrafo Orbscan; de todos ellos los más relevantes a la hora de plantearse una cirugía refractiva son:

- Mejor esfera adaptada (best fit sphere BFS): obtiene la queratometría y el radio de curvatura de la esfera usada como referencia para representar la superficie corneal, que es la que más se adapta a la curvatura real.
- Queratometría simulada: determina la queratometría central máxima y la mínima, junto con el astigmatismo corneal. Si tenemos una queratometría mayor de 48 D se debe descartar la presencia de un queratocono subclínico (criterios de Rabinowitz)²⁸¹.
- Índice de irregularidad: los valores normales deben ser menor a dos en los 3 mm centrales, y en los 5 mm menor a tres. Si se exceden estos valores se debe sospechar un queratocono subclínico.
- Queratometría media, astigmatismo, eje más plano y eje más curvo: lo mide en los 3 y 5 mm centrales.
- Distancia blanco-blanco: puede ayudar a decidir el tamaño del anillo que se utiliza en el microqueratomo. Para corneas pequeñas se deben usar anillos pequeños y viceversa.
- Pupilometría: ayuda a la hora de decidir la zona óptica a realizar.
- Punto corneal más delgado: es útil para detectar queratoconos. Si el valor es menor de 500 micras se debería descartar la presencia de un queratocono subclínico.
- Profundidad de cámara anterior (ACD): este valor es útil en cirugía refractiva intraocular.
- Angulo kappa: determina la distancia entre la línea de visión y el centro pupilar. Según su valor se puede descentrar un poco la ablación de forma que el tratamiento quede centrado en la línea de visión y no en el centro pupilar.

2.4.7.2- ABERRÓMETRO ZYWAVE

El Zywave se basa en el aberrómetro de Hartmann-Shack. En la pantalla se visualiza un mapa con el componente astigmático, otro mapa individualizado de las aberraciones de alto orden, y, un dato muy importante, el PSF de cómo quedaría con un tratamiento convencional y cómo quedaría con un tratamiento personalizado eliminando las aberraciones de alto orden.

Los resultados se presentan en forma de refracción convencional mediante lo que se llama la refracción predicha por foróptero o Phoropter Predicted Refraction (PPR). Esta consta de un componente esférico, otro cilíndrico y de un eje. El valor del PPR es orientativo, pudiendo variar de la refracción subjetiva y también según el diámetro pupilar en el momento del estudio (si se aumenta el diámetro pupilar de la zona estudiada, la PPR diferirá aún más de la refracción subjetiva). No representa lo que el láser va a tratar, ya que éste trata aberración por aberración. Si difiere mucho de la refracción subjetiva se debe repetir la exploración.

2.4.7.3- ZYLINK

La información recogida por el Orbscan y el Zywave es trasladada a un plan de tratamiento usando el programa informático Zylink. Es un software que calcula el tratamiento final que se introduce en el láser para que éste lo ejecute mediante un disco flexible. Con este programa se puede modificar el nomograma, y escoger el porcentaje del tratamiento aberrométrico que debe realizar el láser, según la diferencia entre la refracción subjetiva y aberrométrica. Este software permite modificar dos parámetros: el diámetro de la zona óptica (ZO) y la cantidad de ablación.

Un dato interesante al decidir el tratamiento es el point spread function (PSF), que determina la calidad de la imagen retiniana. Lo representa de tres maneras: el PSF actual sin corrección, el PSF calculado tras un tratamiento LASIK estándar, y el PSF tras un tratamiento basado en la aberrometría.

2.4.7.4- LASER TECHNOLAS 217z

Éste es el láser con el que se aplica el tratamiento personalizado. Estructuralmente es el mismo que el Technolas 217 para tratamiento estándar, pero tiene unas leves modificaciones, como la introducción de los datos obtenidos en el Zylink por medio de un diskette de 3,5'' y el uso de una tarjeta diferente para cada tratamiento que obtiene un haz de láser específico.

- A. **Tarjeta:** para realizar un tratamiento con Zyoptix es necesario una tarjeta especial que se introduce en el láser en cada uno de los tratamientos. Sin esta tarjeta no se puede practicar ningún tratamiento, ya que la función de ésta es permitir y regular el paso del láser a través de tres agujeros en una placa de cuarzo. Dos de los agujeros miden 2mm; uno realiza el test de la fluencia mediante un haz en forma de flat top, y el otro realiza la primera parte del tratamiento, transformando el haz de forma gaussiana en un haz gaussiano truncado. El tercer agujero es de 1mm de diámetro y se usa en la parte final del tratamiento para suavizar la superficie corneal evitando cualquier irregularidad que podría disminuir la calidad visual.
- B. **Eyetracker:** incorpora un seguidor de movimientos oculares de 150 Hz. El eyetracker es muy importante si se pretende realizar ablaciones personalizadas, ya que el mínimo descentramiento puede tener una gran repercusión óptica al realizar patrones de ablación esféricos.

2.4.8- RESULTADOS CLÍNICOS DEL TRATAMIENTO PERSONALIZADO

En Junio de 1999, Seiler realizó la primera ablación corneal personalizada. Dos días después de la cirugía el paciente tenía una AV = 20/10 sin corrección²⁶⁸. En Octubre de 1999 McDonald²⁸² trató a 5 pacientes, realizando una ablación convencional en un ojo y una ablación personalizada en el ojo contralateral. Al día siguiente de la cirugía, cuatro de los cinco pacientes referían mejor visión con el ojo tratado de forma personalizada.

Las primeras ablaciones personalizadas que se realizaron de forma rutinaria en 200 pacientes fueron guiadas por topografía corneal, con unos resultados prometedores²⁷³. Los mismos resultados se obtuvieron al tratar irregularidades corneales²⁷⁷.

Seiler trató 15 ojos guiado por frente de onda, aumentando la AV previa de 20/15 a 20/12, y alcanzando la supervisión (AV mayor o igual a 20/10) en un 27% de los pacientes al mes de la cirugía²⁷. El seguimiento a los tres meses en 35 ojos de 28 pacientes, mostraba una AV mayor o igual a 20/20 en un 93,5%²⁸³, alcanzando la supervisión un 16% de los ojos. El análisis del frente de onda revelaba una disminución en las HOA en un 22,5% de los ojos.

McDonald realizó un estudio²⁸⁴ en el que trataba a 20 pacientes de LASIK y otros 20 de PRK. A todos ellos realizaba un ojo con la técnica convencional (TC) y el otro con el tratamiento personalizado (TP). Los resultados que obtuvo fueron mejores para la TP con respecto a la AV y en todos los casos las HOA eran menores en el TP que en el TC.

Por tanto, el tratamiento guiado por frente de onda en LASIK y PRK es una técnica prometedora para corregir ametropías. Su eficacia y seguridad ya han sido comprobadas en diversos estudios²⁸⁵, así como su menor impacto en la formación de HOA²⁶⁹. Por ello es posible que en un futuro se aplique también en ojos emétopes para conseguir mejorar la calidad visual del sistema óptico, sobre todo en condiciones escotópicas^{Seiler2002}. Aún así, existen publicaciones que afirman que no existen diferencias al realizar un tratamiento convencional o uno personalizado^{Phusitphoykai2003, Vongthongsri2002} tanto en términos de calidad visual como al evaluar las aberraciones de alto orden.

Por todo ello se decide realizar este estudio, para evaluar con experiencia propia si existen diferencias al realizar un tratamiento convencional o uno personalizado en ojos que tengan las mismas características.