

Particularidades de las lentes de contacto rígidas permeables a los gases (RPG)

O. Diana Herrera

Secció d'Optometria
Servei d'Oftalmologia
Hospital Mútua
de Terrassa
Terrassa
Barcelona

Resumen

Las lentes de contacto rígidas permeables a los gases representan otra opción, quizás no tan ampliamente extendida como las lentes de hidrogel, para la corrección de las ametropías tanto esféricas como astigmáticas, ya sean éstas últimas de bajo, medio o alto grado. Las características principales que las diferencian de las lentes de hidrogel son su capacidad de transmisión del oxígeno a través del material de la lente que evita el riesgo de hipoxia corneal con las horas de uso. Se distinguen también principalmente en el propio material que las conforma, que les proporcionan el resto de propiedades muy distintas a las lentes de hidrogel.

Resum

Les lents de contacte rígides permeables als gasos representen una altra opció terapèutica, no tan àmpliament estesa com les lents d'hidrogel, per a la correcció d'ametropies tant esfèriques com astigmàtiques, bé siguin de baix, mitjà o alt grau. Les principals característiques que les diferencien de les lents d'hidrogel són la seva capacitat de transmissió de l'oxigen a través del material de la lent que evita el risc d'hipòxia corneal amb l'ús prolongat. Es distingeixen així mateix en el material que les conforma, que els proporciona la resta de propietats diferents a les de les lents d'hidrogel.

Summary

Rigid gas permeable contact lenses represent another option, perhaps no so widely extended as hidrogel lenses, for the correction of spherical as well as astigmatic ametropies. Its use is indicated for correction of all degrees of ametropy. The basic characteristics that difference them from hidrogel lenses are their capacity of oxygen transmission through the lens material, that avoids the risk of corneal hypoxia with prolonged use. Also they are different in the material that conforms them, that provides the rest of properties also very different to hidrogel lenses.

Introducción

Las primeras lentes rígidas que llegaron a comercializarse fueron las lentes de material duro o PMMA (polimetil metacrilato) en 1947. Fue Kevin Tuohy quién patentó las primeras lentes de este material óptico y fueron denominadas Solex¹. Estas se caracterizaban por presentar una buena calidad óptica, pero una nula permeabilidad al oxígeno. Debido a que producían efectos dañinos a largo plazo a muchos usuarios, tales como distorsiones sobre la córnea (en casos de mala adaptación de la lente) y edema corneal por la hipoxia, actualmente este material ha quedado ya obsoleto.

Posteriormente los avances en la tecnología de la fabricación de las lentes de contacto permitieron desarrollar nuevos materiales que conservaban la calidad óptica y conseguían a su vez la permeabilidad del material a los gases.

Fue en 1977 cuando fueron introducidas las lentes rígidas permeables a los gases. Las primeras fueron las de material óptico de celulosa acetobutirato (CAB). Posteriormente aparecieron las lentes de material de silicona (resinas), metacrilatos de siloxano, copolímeros de alquiestireno, fluormetacrilatos de siloxano, elastómeros de silicona, híbridos, biopolímeros e hidrogeles con silicona¹. La incorporación de la sili-

Correspondencia:
Olga Diana Herrera
Servei d'Oftalmologia
Hospital Mutua de Terrassa
Castell, s/n
08221 Terrassa
Barcelona

cona y el flúor como nuevos componentes permitieron aumentar la permeabilidad del material así como la resistencia a la formación de los depósitos. Gracias a estos dos nuevos componentes aparecieron las lentes de alta permeabilidad al oxígeno.

Todos los materiales ópticos empleados para la fabricación de lentes de contacto son polímeros o compuestos formados por unidades sencillas denominadas monómeros, los cuales, después de su polimerización, proporcionan al polímero las propiedades deseadas. Los componentes que se encuentran en los materiales ópticos empleados para fabricar lentes de contacto suelen ser los siguientes:

- Metilmetacrilato (MMA)
- Silicona (Si)
- Fluorina (F)
- Etilenglicoldimetacrilato (EGDMA)
- Dimetilitaconato (DMI)
- Ácido metacrílico (AM)
- N-vinilpirrolidona (NVP)
- Alcohol polivinílico (APV)
- Hidroxietilmetacrilato (HEMA)
- Acrilamida (AR)
- Glicerilmetilmetacrilato
- Bloqueadores de ultravioleta (FUV)
- Poliestireno (PE)

Los materiales que actualmente conforman las lentes de contacto RPG resultan de la combinación de estos componentes que son los siguientes:

Polimetilmetacrilato (PMMA)

El polímero de este material está compuesto por monómeros de metilmetacrilato, que proporcionan dureza, rigidez, humectabilidad relativa y transparencia óptica.

Las lentes de contacto de PMMA tienen buena transparencia, son resistentes a la decoloración y son fáciles de fabricar. Sus inconvenientes son la baja humectabilidad y la impermeabilidad a los gases.

La ventaja de estas lentes respecto a las actuales RPG es su mayor estabilidad dimensional, que permite que las curvaturas de la lente se mantengan estables a lo largo del tiempo.

Celulosa acetobutirato (CAB)

Este material se obtiene de un polímero natural; la celulosa. Entre sus ventajas se encuentra una

permeabilidad a los gases similar a la del PHEMA (lentes de hidrogel).

Como desventajas destacan la mala humectabilidad, la inestabilidad dimensional y la imposibilidad de ser retocado.

Acrilato de siloxano

Se obtiene de la copolimerización de monómeros de MMA con derivados de siloxanilos-metacrilatos. También se le añaden otros monómeros como el dimeticonato, difenilitaconato o el metilfenilitaconato para aumentar su rigidez y dureza. Para mejorar la humectabilidad del polímero se necesita la adición de AM.

Las cadenas son ligadas mediante enlaces cruzados empleando EGDMA.

Estos enlaces, con el siloxano, le permiten aumentar la permeabilidad a los gases, pero también aumenta la propiedad hidrófuga y la flexibilidad del material. Debido a esta relación, las lentes atraen más fácilmente depósitos y pueden producir deshidratación epitelial, distorsión corneal y existe más riesgo de que las lentes flexionen y lleguen a moldear la SCA.

A este grupo pertenecen las siguientes lentes RPG:

- Boston II®
- Boston IV®
- Polycon HDK®
- Paraperm O2®
- Optacryl 60®

Acrilato de fluorsiloxano (AFS)

Es esencialmente metacrilato de siloxano al que se le ha adicionado fluorina. Ésta disminuye la formación de depósitos sobre las superficies de las lentes mediante la interacción de la mucina lagrimal con la superficie de la lente de contacto. Debido a su baja tensión superficial reduce la afinidad de los componentes lagrimales por las superficies de la lente. De esta forma disminuye la sequedad que se produce con el material acrilato de silicona.

La fluorina también proporciona una mayor permeabilidad (Dk) al material óptico.

Estos materiales se subdividen en dos grupos, según si su Dk es alto o bajo. Al grupo AFS de bajo Dk pertenecen las lentes RPG siguientes:

- Boston RXD®

- Fluorex 300®
- Fluorperm 30®

Entre los AFS de alto Dk (>50) se encuentran las siguientes:

- Alberta®
- Boston 7®
- Conflex-Air 100 UV®
- Equalens®
- Fluorperm 60®
- Fluorperm 92®
- Forum 210®
- Menicón EX®
- Menicón Super EX®
- Permiflex-Air 52®
- Wöhlk A90®

Fluorpolímero flexible

Son polímeros en los que se ha sustituido la silicona por fluorina. Ofrecen una elevada permeabilidad a los gases, aceptable humectabilidad y su flexibilidad se encuentra entre la del material HEMA y la del RPG. A este grupo pertenece la lente Advent de Allergan, cuyo material óptico tiene un Dk de 100. Esta lente presenta una elevada resistencia a la formación de depósitos y su comodidad inicial es ligeramente mayor que la de cualquier otro material RPG debido al empleo de NVP. Entre sus inconvenientes se encuentran la baja resistencia a la flexión (por su 50% de fluorina), el excesivo diámetro y la alta gravedad específica. Tampoco pueden modificarse.

Poliestireno

Los materiales de estireno tienen baja gravedad específica y buena resistencia a la flexión. Este material se puede unir externamente al polímero HEMA dando lugar a una lente híbrida. En el mercado se conoce como lente de Softperm (BarnesHind).

Entre sus desventajas se encuentran la inestabilidad dimensional, la facilidad para resquebrajarse y un bajo Dk.

Silicona

La silicona puede obtenerse en forma de resina o de elastómeros. El principal elastómero empleado para fabricar lentes de contacto fue el caucho de silicona, que se caracterizaba por ser un material blando,

por poseer un alto Dk (70 a 90 unidades) y por ser hidrófobo. En la actualidad, la resina de silicona ha dejado de utilizarse debido a su propiedad hidrófoba y la imposibilidad de retocar los parámetros geométricos de la lente una vez ya fabricada.

Como sustituto se desarrolló un nuevo material de silicona con polímeros hidrófilos denominado Novalens y que se patentó como Rosilfocon A. Las superficies de las lentes Novalens están recubiertas por una capa muy fina de hidrogel, que les proporcionan mayor humectabilidad y por lo tanto mayor comodidad a los usuarios.

Otro elastómero de silicona con el que se fabrican lentes de contacto es la lente de Bausch & Lomb, comercializada con el nombre de Silsoft. Esta lente está indicada en el caso de niños afáquicos.

Materiales ópticos con filtro ultravioleta

El cristalino y la retina pueden verse afectados por la incidencia de radiación ultravioleta (UV), razón por la cual es importante que las lentes sean filtros de verdadera barrera contra esta radiación. Algunos polímeros empleados para fabricar lentes de contacto RPG suelen llevar filtros que absorben los rayos UV. Las lentes Permiflex-Air 100 UV®, las Boston RXD®, Boston 7®, Equalens® y Fluorperm® son algunos ejemplos de estas lentes.

La principal diferencia entre estos materiales es el grado de permeabilidad al oxígeno, además de presentar cada uno de ellos distintas características físicas como son: permeabilidad al oxígeno o Dk, transmisibilidad al oxígeno o Dk/L, humectabilidad, dureza, flexibilidad, rigidez, resistencia al calor, gravedad específica y la absorción a la radiación ultravioleta.

- El Dk ("permeabilidad al oxígeno") viene determinado por la cantidad de oxígeno por unidad de tiempo que puede transmitir el material y se trata de un concepto de laboratorio para describir las propiedades de los materiales poliméricos.

El Dk es el producto de D ("coeficiente de difusión de oxígeno") y k ("coeficiente de solubilidad de oxígeno"). Es una de las características más importantes de la lente por sus implicaciones directas sobre la salud ocular. Se expresa en las unidades:

$$Dk \times 10^{-11} \text{ (cm}^2\text{/s) [ml x O}_2\text{/(ml x mmHg)]}$$

- El Dk/L se refiere a la capacidad de transmisión al oxígeno de un material y su valor depende directamente del espesor de la lente. Se expresa en las unidades:

$$Dk/L \times 10^{-9} \text{ (cm/s) [ml x O}_2\text{/(ml x mmHg)]}, \text{ donde L representa el espesor central de la lente.}$$

Si analizamos la influencia del espesor de la lente sobre su transmisibilidad al oxígeno, vemos, por ejemplo, como para los casos de correcciones de afaquia, donde el espesor central de la lente es significativo, el Dk/L será mucho menor que para cualquier tipo de miopía.

En aquellos casos en que se requiera un uso prolongado de las lentes (que implica un uso incluso nocturno) como sucede con las lentes de geometría inversa (ortoqueratología), éstas también deberán tener un elevado Dk/L para asegurar un aporte de oxígeno suficiente a la córnea.

El valor L tiene una limitación técnica y de aplicación práctica. Por una parte un grosor fino plantea problemas de fabricación y de corrección óptica (posible flexión). A su vez el manejo de una LC también se hace más dificultoso cuanto más fina sea, y la duración de la lente será también menor. Por lo tanto su valor se hallará en compromiso con el valor de Dk que presente el material de la lente en cuestión.

- La *humectabilidad* es la capacidad de la superficie de la lente para permitir la expansión y estabilidad de la película lagrimal sobre esta superficie. Esta propiedad no solamente es importante para la comodidad de los usuarios de lentes de contacto, sino que sirve además para evitar la formación de depósitos de secreciones oculares sobre las superficies de las lentes, especialmente lípidos y mucinas. Estos depósitos pueden dar lugar a infecciones corneales por la atracción que tienen éstos a la adherencia de bacterias o diversos cuerpos extraños.

Cuando se observan daños en la superficie de la lente, depósitos o contaminación por compuestos hidrófobos, tales como aceites o cremas hidratantes, pueden contribuir a disminuir el grado de humectabilidad de la lente. Esta característica permite una adecuada visión y una adecuada lubricación de la superficie ocular.

- La *dureza* del material se define como la capacidad de resistencia de la superficie del material a una fuerza de compresión o penetración. También predice el grado de resistencia del material a las rayaduras.

Los materiales duros suelen ser más rígidos y por lo tanto son más susceptibles a la rotura.

- La *imbibición* y el *contenido hídrico* o *hidratación* es la capacidad del material óptico para absorber líquido, mantenerlo en el interior de su matriz e hincharse.

Los materiales rígidos como el PMMA y RPG suelen absorber agua en pequeñas cantidades, hasta un 10% del peso del polímero en seco.

Dentro de los componentes de los polímeros de RPG, los elastómeros de silicona no tienen afinidad natural al agua ni tampoco las superficies de las lentes que se fabrican con estos materiales son humectables. Para conseguir cierto grado de humectabilidad las lentes de este material han de ser tratadas incorporando capas hidrófilas muy finas sobre la superficie.

- La *gravedad específica* es una propiedad del material que se refiere al peso o la masa de una sustancia por unidad de volumen.

Para las lentes de contacto RPG, el valor de la gravedad específica varía entre 1,1 y 1,6. El conocimiento de este valor es importante; ya que, cuanto mayor es éste, más fácilmente puede llegar a descentrarse la lente hacia abajo rebasando el limbo esclerocorneal inferior. En estas condiciones la incidencia de abrasiones epiteliales, tanto de la córnea como de la conjuntiva, es elevada.

- El *módulo de flexibilidad* se define como la resistencia de la superficie a la deformación o flexión. Cuanto mayor sea este índice más rígido o menos flexible será el material de la lente. Esta cualidad está asociada a la inflexibilidad del plástico y afecta a su habilidad para la corrección del astigmatismo.

Esta capacidad del material para mantener constantes sus parámetros originales en condiciones de uso depende de una serie de factores. Estos son el pH ambiental, la temperatura y la pérdida de agua por evaporación.

En el caso de las lentes rígidas, su estabilidad dimensional cuando se encuentran sobre la superficie corneal anterior (SCA) es muy buena. Ninguno de sus parámetros se ven modificados por estos factores.

Sin embargo, el grado de flexión de las lentes RPG sí es significativo en comparación con el de las lentes de material PMMA. Por este motivo una manipulación incorrecta de las lentes RPG puede provocar la flexión y por consiguiente la modificación de sus curvaturas originales de fábrica.

La flexión de las lentes RPG también depende del diámetro de la zona óptica posterior de las lentes, del espesor de la lente, del tipo de adaptación sobre la superficie corneal, de la fuerza palpebral y también de la toricidad de la superficie corneal anterior.

Lentes con diámetros de zona óptica mayores de 8 mm o adaptadas cerradas sobre la superficie corneal tienden a flexionarse. Esto sucede cuando el radio de curvatura de la lente es menor que el radio corneal más plano o bien cuando el diámetro de la zona óptica es mayor que el de

la zona óptica de la superficie corneal anterior. En estos casos cuando la toricidad corneal es a favor de la regla, la mayor atracción de la lente a lo largo del meridiano vertical produce una flexión e inducción de una toricidad en la lente también a favor de la regla.

Desde el punto de vista clínico podremos determinar si ha habido o no flexión sobre la lente realizando queratometría *in situ* sobre la superficie anterior de la lente mientras se encuentra sobre la cornea del paciente. Ésta nos permite valorar la existencia de un cilindro que, si es superior a 0.50 D, nos indicará que la lente comienza a flexionarse y deberá cambiarse para evitar la distorsión corneal.

También el simple parpadeo, debido a la fuerza que ejerce el párpado superior, produce una flexión meridional de la lente. En este caso se aplanan el meridiano vertical de la lente induciendo una toricidad en la lente contra la regla.

Por último, el material de la lente también influye en el grado de flexión. En general las lentes RPG, debido a la presencia de sílicona en la matriz de la lente, son más flexibles que las de material de PMMA.

Cualquier lente de contacto RGP de determinado material debe satisfacer una serie de características: la demanda de oxígeno corneal, ser biocompatible con el ojo y conservar su forma estable a lo largo del tiempo para a su vez proporcionar una visión estable y nítida.

Aunque la lente cumpla todos estos requisitos su porte siempre provoca cambios anatómicos y/o fisiológicos en ciertas estructuras oculares. De todos estos cambios, la hipoxia es el elemento de mayor peso por la frecuencia y variedad de cuadros que provoca. Además también se pueden ver modificaciones oculares por la hipercapnia, alergia, toxicidad y causas mecánicas y osmóticas, que pueden originar alteraciones en el epitelio, alteraciones en el estroma, cambios endoteliales, hipoestesia corneal, vascularización (aunque la incidencia es mínima con las lentes RGP), alteraciones conjuntivales (histológicas) y alteraciones lagrimales.

Estructura de la córnea

Por su avascularidad, la córnea está obligada a tomar el soporte metabólico de la lágrima como fuente externa, de los vasos del limbo y del humor acuoso.

Con el porte de la LC, el transporte de oxígeno se ve limitado y éste se sucede entonces a través de tres

vías: 1) difusión por la vascularización del limbo, 2) difusión a través de la lente y 3) por intercambio de lágrima bajo la LC. La contribución relativa de cada una de ellas depende del tipo de LC y forma de adaptación.

Para las lentes rígidas de PMMA, por ser totalmente impermeables a los gases, el paso de oxígeno depende mayoritariamente del intercambio de lágrima bajo la lente. Esta forma única de aporte de oxígeno es lo que impide que éstas puedan ser utilizadas en porte continuado (uso nocturno).

Para las LC rígidas permeables, el paso de oxígeno depende de la difusión a través de la lente (según la composición química del material) y del intercambio de lágrima bajo la lente que se da gracias al parpadeo y al movimiento de ésta. Este movimiento de la lente como veremos estará influido por el material de la misma, la geometría, el tipo de adaptación y también las características del parpadeo.

El objetivo de la adaptación será lograr el alineamiento de la lente en su parte central, siguiendo un paralelismo entre las dos superficies, la superficie posterior de la lente y la superficie corneal anterior. Esta alineación se obtiene gracias al radio de curvatura de la zona óptica de la superficie posterior de la lente, que se extiende a lo largo de los 6-8 mm centrales de dicha superficie^{1,2}. Ese paralelismo se debe mantener también en la parte más periférica de la lente hasta llegar a los bordes, donde debe existir una cierta elevación de los mismos. Esta elevación de los bordes es la que permite que el movimiento de la lente con el parpadeo sea suave y que pueda tener lugar el intercambio lagrimal bajo la lente.

Para seguir el paralelismo en la zona periférica la lente presenta una serie de curvas esféricas que se encuentran progresivamente aplanadas y pulidas para suavizar las uniones entre las mismas.

Los párpados, gracias a su rigidez y posición, juegan también un papel importante en la adaptación y dependerá de ellos el que la lente tenga o no una posición estable entre parpadeos.

Es necesario pues conocer la forma de la cornea, tanto en su parte central como en su parte periférica, para lograr dicho alineamiento.

Diferenciamos una cornea esférica de una cornea tórica según la curvatura de los meridianos corneales presente en los 3 mm centrales. Así una cornea esférica es aquella en la que la curvatura corneal central es la misma en todos los meridianos corneales. En este caso no existe astigmatismo corneal. Y hablamos de una cornea tórica cuando la curvatura de los me-

ridianos de la córnea presentan diferentes medidas, dando lugar al astigmatismo corneal. El valor del astigmatismo corneal resultará de la resta de los valores en dioptrías de los dos meridianos principales de la córnea, tomando como eje del astigmatismo el del meridiano más plano.

Cuando existe astigmatismo corneal y la lente es esférica, veremos como la superficie de la lente se alineará de forma diferente a lo largo de los meridianos más planos o más cerrados porque la superficie de la lente presenta un único radio de curvatura. Esto en cambio no sucederá cuando la lente sea tórica, puesto que los dos radios de curvatura distintos de la superficie posterior de la lente se alinearán con los radios principales corneales.

Principales parámetros de las lentes rígidas

Por su geometría, las lentes de contacto RPG se clasifican, según el número de curvas que tenga su cara posterior, en lentes bicurvas, tricurvas, paracurvas o multicurvas. La lente paracurva es aquella cuya cara posterior tiene cuatro curvas, denominadas bandas (una para la zona óptica y tres periféricas). La lente multicurva es aquella cuya cara posterior tiene más de cuatro curvas periféricas de diferente curvatura.

El diámetro total de las lentes rígidas es menor que el diámetro horizontal del iris visible. Por esta razón se denominan también lentes corneales. Las lentes esclerales en cambio se diferencian de las anteriores porque éstas descansan sobre la esclera y se emplean en ciertas patologías o traumatismos oculares.

Las lentes RPG presentan dos superficies, cada una de ellas con un diseño de superficie y un espesor de lente (Figura 1).

La *superficie anterior* presenta una zona óptica central, que puede ser esférica o tórica, y estar unida a otra curva de distinto radio denominada *entrada de párpados*, *bisel anterior* o *CN*^{1,2} (Figura 2). Esta curva periférica tiene la finalidad de reducir el espesor de borde (en el caso las lentes negativas fuertes) y optimizar la interacción entre párpado y lente para facilitar la comodidad, centrado y movimiento de la misma. Esta zona óptica central se denomina zona óptica anterior y es la encargada de proporcionar la potencia refractiva total de la lente. Cuando la cara anterior se divide en dos porciones, una zona central y otra periférica, el diseño de la lente de contacto se denomina *lenticular*.

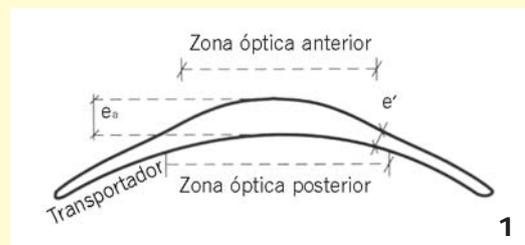


Figura 1.
Perfil de una lente RPG que muestra las dos zonas ópticas, la anterior y la posterior

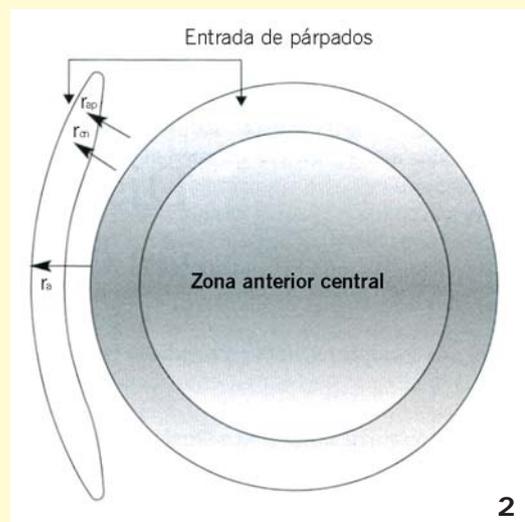


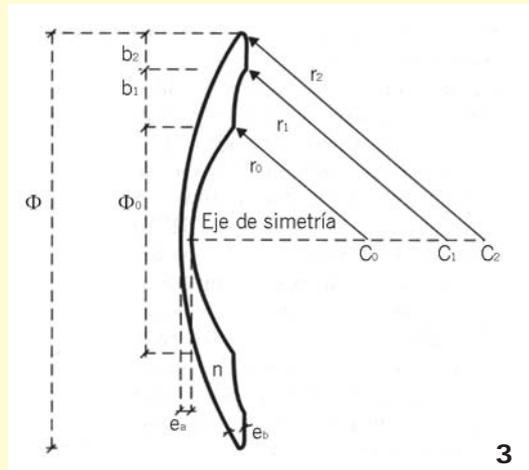
Figura 2.
Imagen de la superficie frontal de una lente RPG

La *superficie posterior* presenta una zona óptica central que puede ser esférica o tórica, y una zona periférica compuesta también por una serie de curvas que podrán ser desde una única curva esférica a una serie de curvas esféricas (tres o más). Cuando la periferia se compone de una única curva esférica, que es el caso más habitual y que corresponde a los diseños más modernos, tenemos una lente de diseño esférico con periferia *asférica*. Si la periferia cuenta con una serie de curvas esféricas tenemos una lente de diseño esférico tricurvo o multicurvo (según el número de curvas), en el que la periferia también es esférica.

Por último, también se encuentran los diseños no esféricos que son aquellos en los cuales toda la superficie posterior es no esférica, incluida la zona óptica central. El aplanamiento de la superficie en estos diseños se produce de forma gradual en el centro y de forma más acelerada en la periferia.

En el caso de las lentes esféricas de diseño tricurvo o multicurvo, la zona central de la cara posterior se denomina *zona óptica posterior* (ZOP), o *curva base*

Figura 3.
Esquema de una lente
RPG donde se muestran
los parámetros más
importantes



(CB). Esta zona tiene dos parámetros, el radio r_0 y el diámetro Φ_0 . Las demás curvas pertenecen a las bandas periféricas, que pueden ser dos, tres, cuatro o más. Las bandas también se especifican por su ancho y por su radio de curvatura.

De esta forma podemos diferenciar diez parámetros principales de las lentes rígidas que aquí se enumeran:

- Diámetro total de la lente (Φ)
- Radio de la zona óptica anterior (r_a)
- Radio de curvatura de la entrada de párpados (r_{cn})
- Radio de curvatura anterior periférico (r_{ap})
- Diámetro de la zona óptica anterior (DZOA)
- Espesor de borde (eb)
- Espesor central de la lente (ea)
- Radio de la zona óptica posterior (r_o)
- Diámetro de la zona óptica posterior (Φ_o)
- Curvas periféricas posteriores (CPP):
 - Con sus correspondientes radios de curvatura ($r_1, r_2\dots$), anchos de banda ($b_1, b_2\dots$) y diámetro (DZP).

La zona óptica posterior de la lente puede ser esférica o tórica según sea el valor de la toricidad corneal.

Otros parámetros de la ZOP de las lentes RPG son la profundidad sagital (s_o), que se utiliza para determinar el espesor central de la lente y el levantamiento axial del borde (z). Este valor es esencial para la determinación de los radios de curvatura de las bandas.

Las bandas periféricas también pueden ser esféricas o tóricas (Figura 3). Éstas últimas se utilizan cuando las lentes RPG esféricas o tóricas no centran adecuadamente sobre la SCA. Esto sucede en casos en que la toricidad corneal es mayor en la periferia que en el centro o cuando existe una considerable asimetría de aplanamientos en los distintos semimeridianos corneales.

Las bandas tienen la función de permitir que la superficie posterior de la lente quede ligeramente alejada de la SCA con respecto a la ZOP, dando a toda la superficie posterior de la lente una configuración parecida a la de un esquí. Estas tienen las funciones de facilitar el intercambio de lágrimas con cada parpadeo, posibilitar la formación de un menisco lagrimal con el que la lente se mantiene centrada sobre la SCA, evitar que el borde traumatice el epitelio corneal produciendo abrasiones o erosiones al epitelio de la córnea o de la conjuntiva, y evitar también la deshidratación del epitelio corneal.

El radio de cada banda tiene una razón de aplanamiento de forma que cada una de ellas va siendo más plana que su anterior hasta llegar al borde.

La calidad y el diseño del borde son importantes en el centrado de la lente y en la comodidad en el porte de la lente. En algunas ocasiones un diseño inadecuado del borde es una de las causas de intolerancia de las lentes RPG.

Los diámetros totales de las lentes RPG pueden ser de 8,70, 9,20, 9,60 y 10,50, aunque pueden fabricarse con cualquier valor si se especifica al laboratorio (Figura 1).

Estos parámetros se especifican de la forma siguiente:

$L_4: r_0: \Phi_0 // r_1: \Phi_1 // r_2: \Phi_2 // r_3: \Phi_3$ (el subíndice 4 se refiere a que es una lente paracurva).

Lentes de contacto RPG multifocales

Éstas se clasifican en:

- Lentes de *visión simultánea*: concéntricas, asféricas y holográficas o difractivas.
- Lentes de *visión alternante*: concéntricas, segmentadas, monobloques y fusionadas.

Las lentes de contacto bifocales de *visión simultánea*¹ están diseñadas para que las imágenes nítidas y desenfocadas de los objetos de lejos y de cerca se formen al mismo tiempo sobre la retina de ambos

ojos. Funcionan de forma que cuando el presbita fija la mirada sobre un objeto situado a 40 cm, su imagen se forma nítidamente sobre la retina, pero las imágenes de objetos más alejados se forman desenfocadas. Se produce entonces un conflicto y es el cerebro el que aprende a ignorar o suprimir la imagen desenfocada.

La mayoría de ellas son esféricas y pueden ser de asfericidad externa o interna. En aquellas en que la asfericidad se encuentra en la cara convexa de la lente, su diseño consiste en que en la parte central de la lente se encuentra la zona para la visión de cerca y la zona para lejos se encuentra en la parte más periférica de la lente, como se muestra en la Figura 4. Y en las lentes esféricas donde la asfericidad se encuentra en la parte cóncava, en la parte central de la lente se encuentra la zona de lejos (Figura 4).

El inconveniente de estos diseños es que proporcionan una VL aceptable pero reducida de cerca o a la inversa.

Las lentes concéntricas de visión simultánea o también denominadas anulares presentan en su superficie anterior dos o más zonas de visión de diferente potencia, donde ambas prescripciones están dispuestas en forma de anillos concéntricos o en forma de diana (Figura 4). Cuando sólo hay dos áreas de visión, la prescripción de cerca puede encontrarse en la zona central y la corrección de lejos se encuentra en el anillo siguiente. Esta distribución puede ser a la inversa según sean las necesidades visuales del paciente.

Cuando en lugar de dos zonas la lente presenta múltiples anillos concéntricos, de forma alternada se suceden los dos focos.

Cuando se necesita una prescripción intermedia para una distancia media como el ordenador, se necesita un anillo extra que localizado entre los dos anteriores crea una lente multifocal.

Las lentes difractivas tienen una ZOP difractiva que consiste en una serie de microelevaciones concéntricas anulares (de estructura similar a un prisma de fresnel) y una zona periférica compuesta de bandas periféricas. Éstas presentan sólo dos focos, uno para la visión lejana y otro para la visión próxima. El foco de lejos se obtiene gracias a la refracción de la luz cuando atraviesa las dos superficies de la lente. Y el foco de cerca se obtiene gracias a la difracción de la luz que tiene lugar cuando la luz incide sobre los extremos de estas microelevaciones (parecidas a diminutos prismas). La difracción tiene lugar porque la separación y el tamaño de estas microelevaciones es similar a la longitud de onda de la luz incidente.

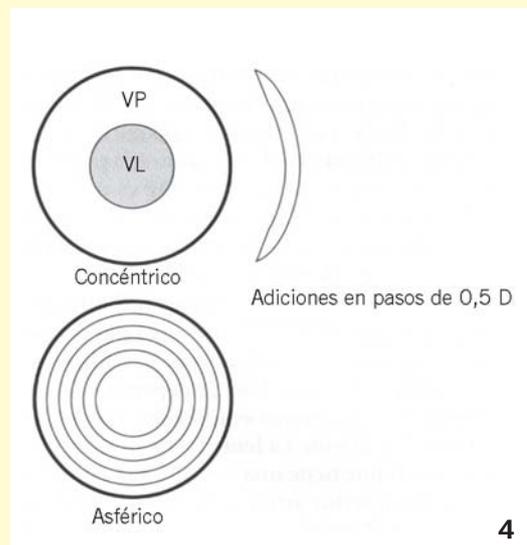


Figura 4.
Imágenes frontales de dos lentes RPG bifocales de visión simultánea

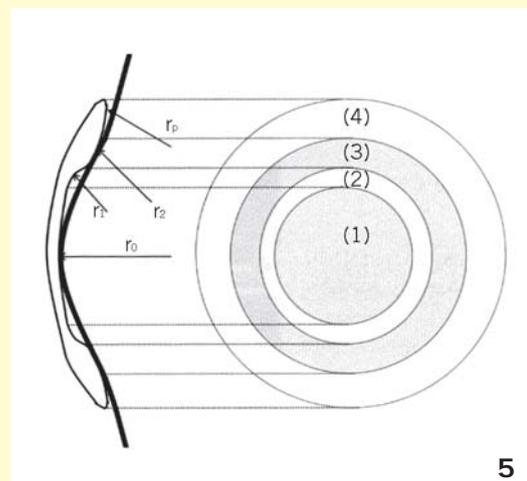


Figura 5.
Esquema de una lente RPG de geometría inversa

Los extremos de estas microelevaciones actúan entonces como nuevos focos emisores de onda que al propagarse interfieren después para dar lugar al foco de cerca.

Las lentes de visión alternante tienen un diseño parecido a las bifocales de gafas. Están formadas por una zona inferior en forma de segmento para la visión de cerca. Con este tipo de lentes sólo obtenemos un foco en cada momento, en función de la posición de la lente. El foco de cerca en este caso se consigue gracias a un movimiento de traslación de la lente, facilitado por el párpado inferior que desplaza

la lente hacia una posición superior. Este sistema proporciona una visión más nítida que las lentes de visión simultánea.

Lentes RPG de geometría inversa

Este tipo de lentes se emplean principalmente para aplanar la superficie corneal anterior, con el objetivo de conseguir después de su retirada, tener una visión aceptable sin ellas. Las hay de uso nocturno o diurno, siendo la diferencia principal el diámetro total de la lente, que es mayor para las lentes de uso nocturno. La superficie anterior de estas lentes tiene una geometría similar a la de las lentes convencionales, y se diferencian de éstas en la superficie posterior. Esta última está compuesta de una zona óptica central, dos bandas periféricas adyacentes y un bisel de bor-

de. Actualmente se están utilizando lentes con dos bandas por su mayor eficacia y rapidez para aplanar la córnea y redistribuir el epitelio corneal. La primera banda recibe el nombre de *reservorio lagrimal*, la cual se encuentra ligeramente cerrada sobre la superficie corneal. La función de ésta es la de permitir que la lente se encuentre totalmente centrada. La segunda banda, conocida como *curva de alineación corneal* se encuentra tangente a la SCA^{1,3}. En la Figura 5 vemos claramente diferenciadas estas dos zonas, y también la curva periférica que permite el levantamiento de borde adecuado.

Suelen adaptarse únicamente en prescripciones miópicas bajas por debajo de las -3,00 D y en superficies corneales que no son ni excesivamente planas ni muy cerradas.

Un ejemplo de estas es la lente Ortolen (Lenticon®) (Figuras 6-9).

Figura 6.
Adaptación de una lente de geometría inversa sobre una córnea casi esférica y con poca profundidad sagital

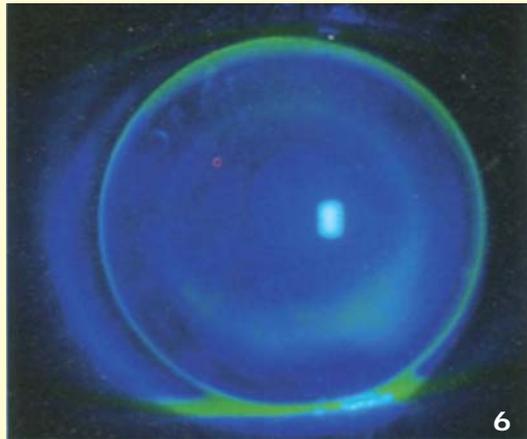


Figura 7.
Adaptación de una lente de geometría inversa sobre una córnea casi esférica de una paciente con 3D de miopía

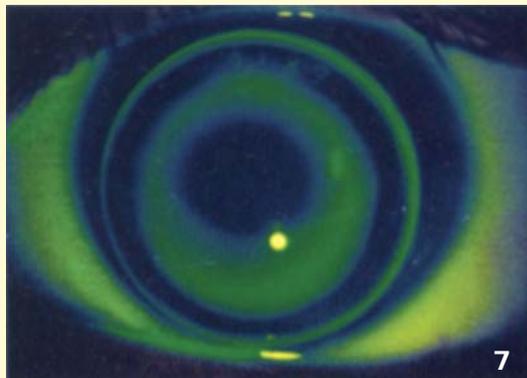


Figura 8.
Adaptación de una lente de geometría inversa sobre una córnea ligeramente tórica y con una zona de alineación cerrada

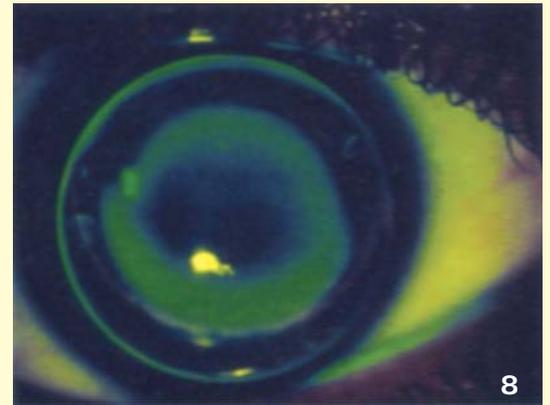
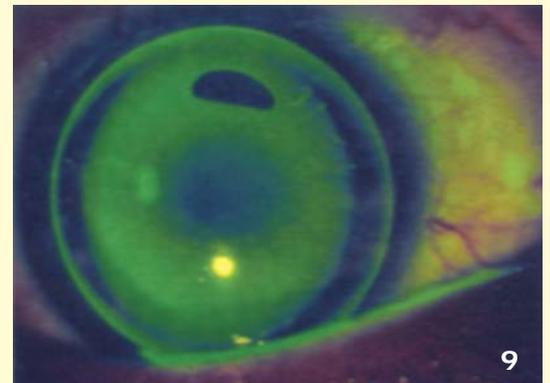


Figura 9.
Adaptación de una lente de geometría inversa sobre una córnea tórica según la regla con una profundidad sagital excesivamente profunda



Lentes RPG en queratocono

El queratocono, al igual que el queratoglobos y la degeneración corneal pelúcida, es una condición considerada como una degeneración ectásica de la córnea debido a que la distensión, expansión o dilatación del tejido corneal es secundaria a un adelgazamiento del estroma corneal sin asociación alguna a procesos inflamatorios. A medida que progresa la condición la única estrategia no quirúrgica disponible para conseguir una visión aceptable es la adaptación de lentes de contacto rígidas con diseños especiales.

La razón de este diseño especial es porque el ápex del cono progresivamente va quedando situado en una posición nasal e inferior del centro de la pupila. Esta situación dificulta la estabilidad de la lente de contacto, añadido a que las curvaturas de la zona central y paracentral de la córnea van siendo cada vez más cerradas.

Historia

Las primeras lentes de contacto que se adaptaron en queratoconos fueron las *lentes esclerales* de material rígido^{1,3}, que presentaban una serie de fenestraciones para favorecer el intercambio lagrimal. Los resultados no fueron muy satisfactorios, ya que el período de uso de las lentes era muy limitado por problemas de oxigenación corneal.

Posteriormente, con la aparición de las lentes corneales en 1950 se fueron abandonando las lentes esclerales por las lentes corneales, en un principio de PMMA.

El material óptico más apropiado para queratoconos es el flúor acrilato de siloxano (FAS) debido a su mejor humectabilidad superficial. Las lentes que contienen excesiva silicona en cambio no son adecuadas para queratoconos, ya que no humectan bien y atraen excesivas secreciones oculares que se depositan sobre la lente. En la figura puede verse una lente de contacto de acrilato de silicona adaptada sobre la córnea con queratocono.

- En cuanto al diseño de estas lentes, existen *lentes de hidrogel*, *lentes RPG con diseño esfero-progresivo* y *asféricas*, *lentes de RPG adaptadas sobre lentes de hidrogel* y *lentes híbridas*.
- *Las lentes de contacto RPG asféricas* son más apropiadas cuando el cono es pequeño, redondo y ligeramente descentrado hacia abajo. El movimiento de la lente es mínimo,

existe un ligero contacto apical pero no paracentral y la claridad de lágrima periférica es completa. Las lentes de diseño esfero-progresivo suelen tener 4 bandas (diseño pentacurvo).

- *Las lentes RPG adaptadas sobre una lente de hidrogel* proporcionan buena visión y resultan cómodas. En algunos países este sistema suele utilizarse en casos de queratoplastia penetrante y cirugías refractivas.

Las características de una adaptación aceptable para este tipo de lentes son las siguientes: la parte de la zona óptica es paralela al cono (tonalidad verde apagada), existe un anillo completo o incompleto paracentral, formando una especie de herradura derecha o invertida y que es paralela a la SCA (tonalidad verde azulada ligeramente oscura) y el movimiento debe ser de entre 1 y 2 mm (Figuras 10 y 11).

No se recomienda usarlas más de 10 horas diarias, y las revisiones suelen ser semestrales.

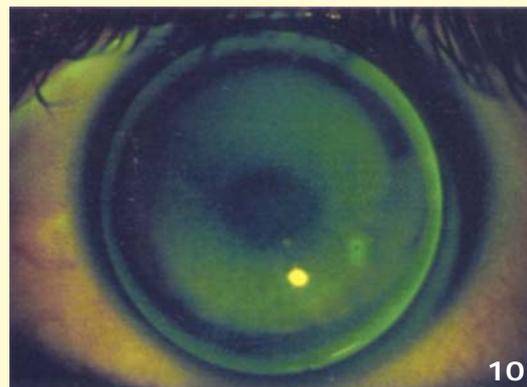


Figura 10.
Adaptación aceptable de una RPG esférica sobre una SCA cónica

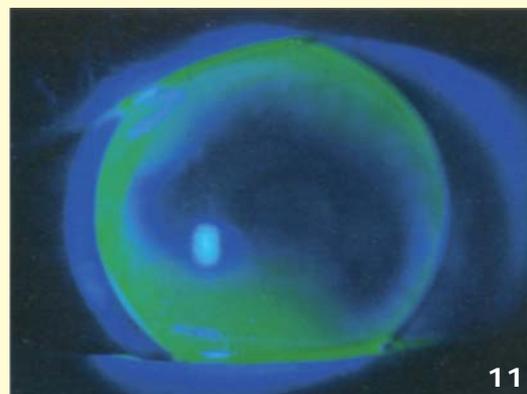


Figura 11.
Patrón fluoresceínico en forma de ojo de bucy

Lentes RPG en queratotomía radial

La adaptación de lentes RPG esféricas sobre córneas con QR es similar a la de una córnea normal, excepto que el diseño de las lentes es diferente. Los parámetros de las lentes se determinan en función de la topografía corneal, y su diseño puede ser con bandas esferoprogresivas o con una superficie posterior cónica^{1,3}.

Lentes RPG en casos de queratectomía fotorefractiva

La dificultad en la adaptación de la lente dependerá de la excentricidad de la ablación practicada. El diseño de las lentes RPG para estos casos puede

ser elíptico o esferoprogresivo tricurvo^{1,3}. Las lentes suelen centrar mejor que en los casos de queratotomía radial puesto que en este caso sólo la córnea central ha sido modificada mientras que la córnea periférica está intacta (Figura 12).

Lentes RPG en queratoplastias

Las lentes RPG esféricas pueden ser esferoprogresivas con una cara posterior de tres curvas. El valor del r_0 ha de ser tal que permita que la zona óptica de la lente quede paralela a la SCA. El material óptico debe ser de acrilato de fluorsilicona, y el Φ tiene que ser 2 mm mayor que el injerto para evitar traumatismos sobre las uniones de las dos porciones corneales, de forma que cubra totalmente la zona trasplantada (Figura 13).

Compensación óptica del astigmatismo corneal: inducción de la lente lagrimal

Cuando no existe alineamiento entre las superficies lente-córnea, se induce una lente lagrimal que tiene una potencia dióptrica determinada.

La potencia de esta lente lagrimal dependerá de la diferencia en mm entre los radios de las dos superficies. De esta forma una diferencia en la curvatura de 0.1 mm del RZOP respecto al radio ideal que conseguiría el alineamiento con la córnea, da como resultado una lente lagrimal de 0.50 D de potencia. Esta potencia dióptrica tendrá un valor positivo si la lente adaptada adopta una forma más curva que la córnea. Por el contrario la potencia dióptrica de la lente lagrimal tendrá un valor negativo si la lente adaptada adopta una forma más plana que la de la córnea sobre la cual va a ser adaptada dicha lente.

La lente lagrimal puede tomar un valor cilíndrico como resultado de adaptar una lente esférica sobre una córnea tórica.

Podemos encontrarnos con diferentes tipos de astigmatismos corneales, según sea la dirección y magnitud de éste veremos que tipo de lente será la más apropiada:

- En una córnea con un valor de astigmatismo corneal de hasta 2.50 DC, la lente lagrimal inducida por la adaptación de una lente esférica sobre esta córnea tórica permite neutralizar casi completamente dicho astigmatismo.

Figura 12.
Adaptación aceptable de una lente de geometría inversa sobre una SCA tratada con LASIK

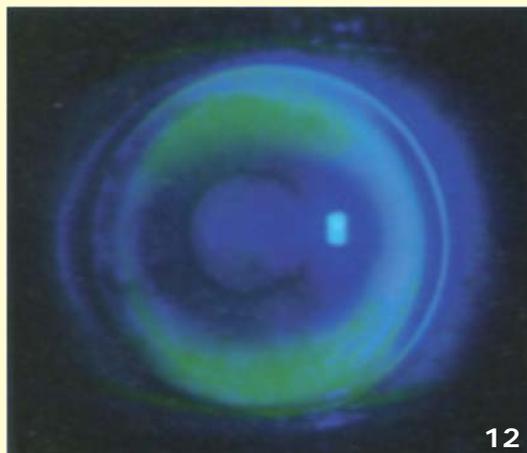
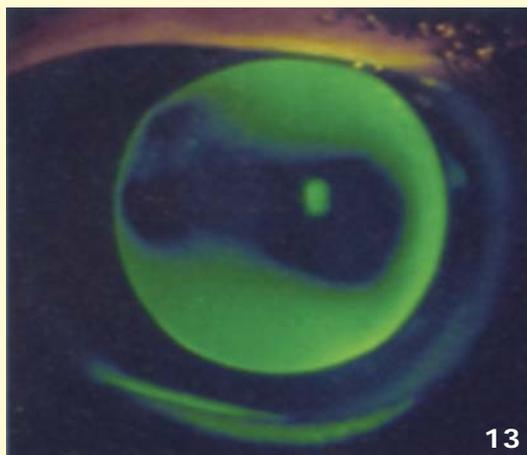


Figura 13.
Adaptación plana de una RPG sobre una córnea trasplantada con toricidad irregular



- Cuando el astigmatismo corneal es a favor de la regla y tiene un valor que supera las 2.50 DC, se necesita una lente RGP tórica para conseguir una adaptación aceptable y estable en los meridianos corneales principales. La lente esférica en este caso no puede proporcionar un apoyo estable sobre la córnea.
- Si el astigmatismo corneal va en contra de la regla, y tiene un valor que supera la 1.00 DC, también necesitaremos una lente tórica para conseguir la estabilidad de la lente sobre la córnea. El astigmatismo inverso dificulta la adaptación debido al excesivo levantamiento periférico de la lente a lo largo del meridiano corneal horizontal más curvo.
- En ocasiones el astigmatismo corneal o Ac no se corresponde exactamente con el astigmatismo total refractivo o At debido a la presencia de un componente de astigmatismo interno (cristalino) o Ai. Recordemos que la relación entre ellos es la siguiente: $Ai = At - Ac$ (cuando At y Ac tienen ejes similares).

Cuando existe un grado de astigmatismo interno significativo (1.00D o más) se precisará de una lente RGP tórica anterior o una lente blanda tórica para conseguir una óptima agudeza visual.

Las lentes GP esféricas están indicadas en estas situaciones^{1,4}: prescripciones esféricas incluyendo positivos y negativos altos, cuando existe la necesidad de un uso prolongado de las lentes, cuando el astigmatismo corneal es inferior o igual a las 2.50 DC y este coincide totalmente con el astigmatismo total refractivo, cuando existe una intolerancia a las lentes blandas por depósitos sobre la lente o inflamación, y en córneas irregulares y afaqias.

Indicaciones para la evaluación general de la adaptación

Existen dos formas prácticas de valorar la idoneidad de la adaptación: la forma estática y la forma dinámica^{1,2}.

- La valoración estática evalúa la relación entre la superficie posterior de la lente y la forma de la córnea en la situación en que tenemos la lente centrada en la córnea gracias a la ayuda del párpado inferior y sostenemos el párpado superior para evitar el parpadeo. Mediante fluoresceína, que tiñe la lágrima que hay bajo la lente y la luz azul cobalto, se valora el patrón de fluoresceína que hay bajo la lente cuando ésta se encuentra centrada en la córnea.

- La adaptación dinámica evalúa la posición y movimiento de la lente con el parpadeo. Puede evaluarse bajo luz blanca y magnificación o usando fluoresceína y luz azul cobalto.

Las dos valoraciones se tienen en cuenta a la hora de decidir la aceptabilidad de la adaptación. Éstas

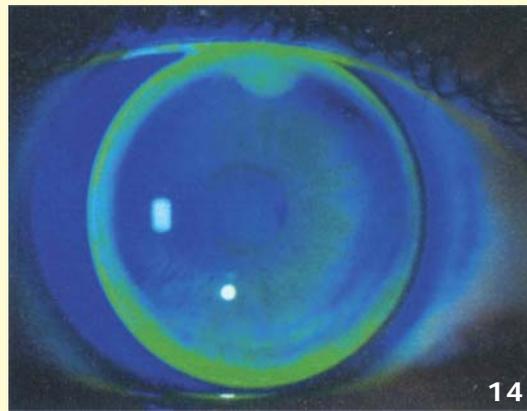


Figura 14.
Adaptación aceptable de una RPG esférica sobre una SCA casi esférica

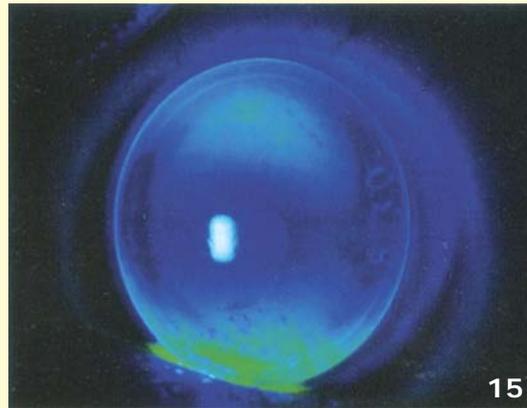


Figura 15.
Adaptación aceptable de una RPG esférica sobre una SCA tórica según la regla



Figura 16.
Adaptación aceptable de una RPG tórica sobre una SCA tórica según la regla

dependerán del tipo de adaptación, que puede ser *interpalpebral*, de *sujeción palpebral* o *tangencial al borde del párpado superior*^{1,2}.

La *adaptación interpalpebral* es la técnica internacionalmente reconocida desde la época de las lentes de PMMA. En este caso la lente queda centrada sobre la SCA sin que los párpados participen en su posición. Para conseguir este tipo de adaptación se requiere un diámetro total de la lente pequeño y menor que la apertura palpebral. La adaptación suele ser ligeramente cerrada y el movimiento de la lente debe ser entre 1,5 y 2 mm.

La técnica de *sujeción palpebral* tiene la finalidad de optimizar la interacción de la lente con el párpado superior. Durante el parpadeo la lente se desplaza conjuntamente con el párpado superior, lo que mejora la humectación y facilita el parpadeo. Para este tipo de adaptación es imprescindible que el paciente parpadee de forma completa y con la frecuencia

adecuada. En este caso la lente queda estabilizada en una posición ligeramente superior, gracias a la sujeción del párpado superior.

La técnica de adaptación *tangencial al borde del párpado superior* se consigue cuando el borde superior de la lente se encuentra tangente al borde del párpado superior. En este caso la lente se encuentra ligeramente plana sobre la SCA.

Para valorar la adaptación se usan los *patrones de fluoresceína*, que sirven para determinar las zonas de separación y de contacto entre la SPL y la SCA. Representan la distribución de lágrima bajo la lente de forma que muestran donde está presente o ausente la lágrima. Una imagen verde indica la presencia de lágrima que llena el espacio entre lente y córnea. Y una imagen negra indica que la lente está tocando la superficie corneal.

Existen tres regiones principales en la evaluación de la adaptación estática:

Figura 17.
Adaptación cerrada de una RPG esférica sobre una SCA tórica según la regla

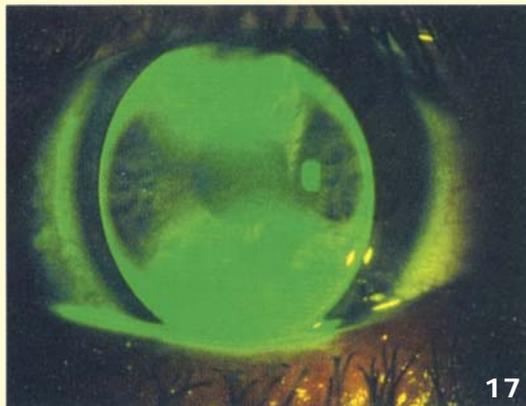


Figura 18.
Adaptación cerrada de una RPG esférica sobre una SCA casi esférica

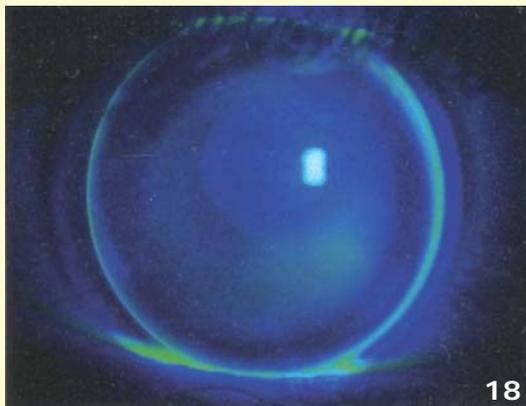


Figura 19.
Adaptación cerrada de una RPG tórica sobre una SCA tórica según la regla

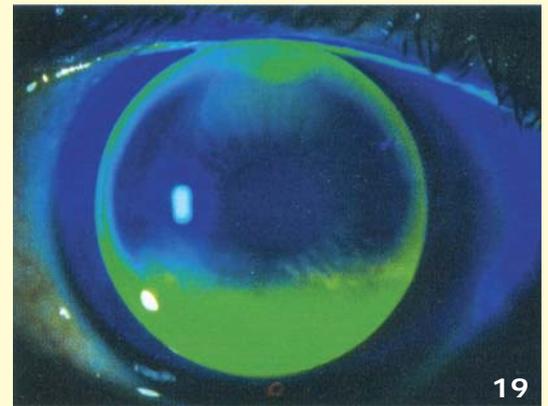
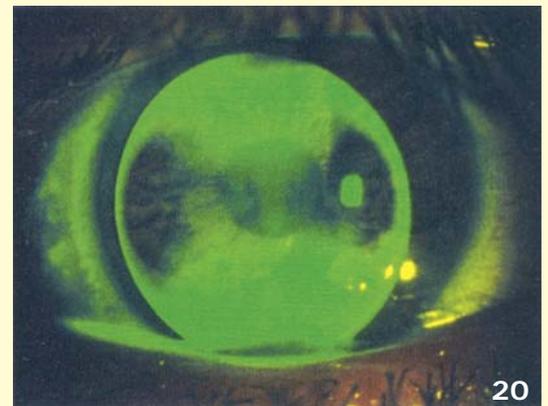


Figura 20.
Adaptación ligeramente cerrada de una RPG esférica sobre una SCA tórica según la regla



- La región del centro de la lente.
- La región hacia la periferia de la lente.
- La región al propio borde de la lente.

La *adaptación estática ideal* se da cuando debajo de la zona óptica existe un mínimo espesor de

lágrima, situación que tenemos cuando el r_0 o bien queda 0,10 mm más plano que el valor más plano del radio corneal (r_k) o bien la SPL es totalmente paralela en esta zona. Cuando la SCA es tórica este paralelismo se da a lo largo del meridiano corneal más plano mientras que la lente se ve ligeramente

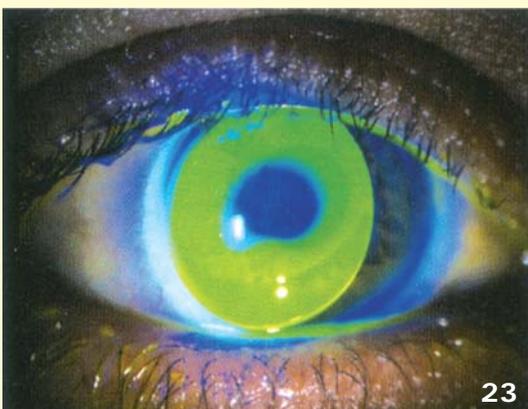
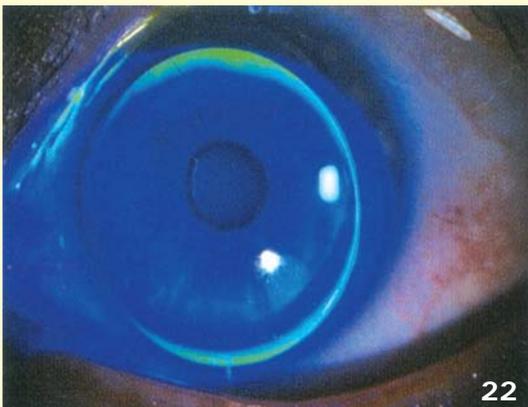
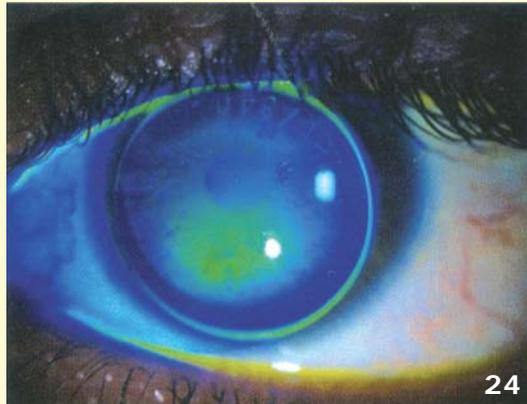


Figura 21.
Adaptación plana de una RPG esférica sobre una SCA casi esférica con ápex muy excéntrico

Figura 22.
Adaptación ligeramente plana de una RPG esférica sobre una SCA tórica según la regla

Figura 23.
Adaptación muy plana de una RPG esférica sobre una SCA tórica según la regla

Figura 24.
Adaptación plana de una RPG tórica sobre una SCA tórica según la regla

Figura 25.
Adaptación muy plana de una RPG esférica sobre una SCA casi esférica

abierta a lo largo de los meridianos corneales más cerrados. La tonalidad que adquiere es de color verde azulado y ocupa aproximadamente el 85% del total de la superficie de la lente. Su forma varía según sea la SCA esférica o tórica, de forma que en el primer caso la forma de esta área es un círculo mientras que en el segundo caso la forma es ovalada (Figuras 14-16). Contigua a esta zona central y coincidiendo con las bandas periféricas se visualiza una banda de fluoresceína de unos 0.4 mm de ancho y de tonalidad verde oscura. Y por último alrededor de esta zona periférica existe otro anillo también de aproximadamente 0,4 mm de anchura y de tonalidad verde clara que corresponde al levantamiento del borde de la lente. Este levantamiento tiene la función de permitir el libre movimiento de la lente y el intercambio de lágrimas. Su diseño debe ser tal que no provoque excesiva interacción con el párpado superior para evitar incomodidad y el descentramiento de la lente. Y por último la lente se ha de encontrar centrada y debe presentar un movimiento no superior a 2mm.

Cuando la adaptación es inadecuada en los bordes se suele visualizar un puntillado localizado en las posiciones horarias 3 y 9, causados por la desecación corneal o adherencia de la lente en esta zona.

El borde debe ser evaluado en sus puntos más angostos y anchos, teniendo en cuenta que en córneas esféricas todos los meridianos de la periferia aparecerán iguales mientras que en córneas astigmáticas la adaptación periférica será diferente en los meridianos principales de la córnea.

En cuanto a la adaptación central estaremos ante una adaptación cerrada cuando visualicemos un área verde intensa en el centro y un área negra en la periferia (Figuras 17-20). Esto nos indicará que existe un excesivo espacio central entre la lente y la córnea, y que los bordes de la lente se encuentran tocando la córnea. Esta adaptación no será aceptable porque imposibilita el paso de lágrimas bajo la lente.

Por el contrario estaremos ante una adaptación plana de la lente, cuando visualicemos una zona central negra y una zona verde intensa en la periferia (Figuras 21-25). Esto nos indicará en este caso que la zona central de la lente se encuentra tocando la córnea y que existe un excesivo espacio entre la lente y la córnea en la parte periférica. Esta adaptación también es considerada como inaceptable puesto que la lente en este caso estará produciendo un aplanamiento corneal, además de imposibilitar la estabilidad de la lente debido a su excesivo movimiento.

Cuando estamos ante una adaptación ya sea plana o cerrada existe la posibilidad de modificar algunos de los parámetros de la lente para conseguir mejorar el centrado y la comodidad. Los parámetros de la lente que pueden ser modificados son: el diámetro total, la superficie anterior del borde, la superficie interna del borde y el radio y ancho de las bandas periféricas.

Conclusiones

La ventaja principal de las lentes RPG es que permiten corregir astigmatismos corneales significativos sin que sea preciso el uso de una lente tórica con los inconvenientes que estas presentan, como problemas de estabilidad y mayor incomodidad por los sistemas de estabilización que incorporan.

Es importante recordar que una lente RPG cuya ZOP es tórica, no se utiliza para compensar el astigmatismo ocular sino que la toricidad de la superficie posterior de la lente tiene la función de conseguir que la lente centre adecuadamente sobre la SCA cuando una lente RPG esférica no lo consigue. Cualquiera que sea entonces el diseño de la superficie posterior de la lente, es la cara posterior de la película lagrimal la que neutraliza la toricidad corneal, al igual que ocurre con una lente RPG esférica.

Bibliografía

1. Saona CL. *Contactología clínica. Materiales ópticos de lentes de contacto. Diseño de lentes de contacto. Adaptación de lentes RPG esféricas. Alteraciones oculares en usuarios de lentes de contacto rígidas. Adaptación de lentes de contacto RPG tóricas. Queratocono. Lentes de contacto y presbicia. Lentes de contacto esclerales. Adaptaciones controvertidas*. Barcelona, España: Masson, 2006.
2. Hom MM, Bruce AS. *Prescripción y adaptación de lentes de contacto. Diseño y adaptación de lentes de contacto rígidas permeables a los gases*. Barcelona, España: Elsevier Doyma, S.L., 2007.
3. Lopez, A. *Lentes de contacto: materiales y aspectos clínicos. Anatomía y fisiología Corneal en portadores de LC: alteraciones y prevención. Lentes de contacto y cirugía refractiva. Lentes de contacto en patología corneal: queratocono, traumatismos y queratoplastia*. Barcelona, España: Ulleye, 1997.
4. Benneth ES, Grohe RM. *Rigid gas-permeable contact Lenses. Astigmatic correction*. Professional Press Books/ Fairchild Publications, 1986.