

Actualidad de los materiales ópticos de las lentes de contacto de hidrogel

M. Pujol
M. Sabaté

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

Resumen

Este artículo de revisión pretende hacer una recopilación de información de la actualidad existente en nuestro mercado sobre los últimos materiales en lentes de contacto blandas. A su vez, hacer un breve resumen de su historia, clasificación, función y forma de fabricación, incluyendo una escueta mención de todos aquellos materiales que se han mantenido en uso hasta la actualidad en nuestros gabinetes.

Resum

Aquest article de revisió pretén fer una recopilació d'informació de l'actualitat existent al nostre mercat sobre els últims materials de lents de contacte d'hidrogel. Fent un breu resum de la seva història, classificació, funció i forma de fabricació, incloent una petita menció de tots aquells materials que estan encara en ús en els nostres gabinets.

Summary

This is a review article about the current soft contact lenses materials in the market. Our intention is to make a brief review of their history, classification, function and manufactory, as well as we include a brief mention of those materials that are still used in our office.

Desde su introducción en 1971, con las lentes de contacto de hidrogel, hasta la actualidad, donde los hidrogeles de silicona de segunda generación son la última novedad, han pasado casi cuarenta años.

Durante todo este tiempo se ha impuesto la necesidad de conseguir un material cómodo, permeable y lo suficientemente sofisticado, que compense cualquier ametropía por alta y compleja que sea y que pueda ser usado el máximo de horas posible sobre la superficie de la córnea, sin dañarla. Las combinaciones entre monómeros, juntamente con la base de HEMA (hidroxietilmetacrilato), que se han ido creando a lo largo de estos años nos han servido para entender el comportamiento del metabolismo corneal y sus principales necesidades. La más importante, sin duda, el paso de oxígeno, siempre ligado a la hidrofilia de la lente y a la hidratación del material¹.

Con los nuevos materiales biocompatibles e hidrogeles de silicona, vemos como para conseguir los

mismos objetivos han cambiado sustancialmente sus características y estamos delante de materiales altamente hidrófobos y de un bajo contenido en agua pero con una alta transmisibilidad.

El monómero HEMA fue introducido por primera vez para ensayos oftálmicos en Checoslovaquia (1954) por el profesor O. Wichterle². Se fabricaron lentes de contacto mediante la técnica del centrifugado y se descubrió que, a parte de tener uso terapéutico, podrían compensar ametropías, sin embargo no se consiguieron agudezas visuales superiores a 0,7.

En 1964 la patente pasó a EEUU y se denominó hidroxietilmetacrilato, pero hasta 1971 no se introdujeron con éxito en el mercado, a través de Bausch & Lomb, que consiguió la exclusividad y las denominó Soflens®. Años más tarde, otras empresas empezaron a fabricar también lentes de hidrogel mediante otras técnicas, moldeado y torneado. Las primeras lentes

Correspondencia:
M. Sabaté Franco
M. Pujol Ferrer
Hospital Mútua de Terrassa
Servei d'Oftalmologia
Departament d'Optometria
Castell, s/n
Terrassa 08221
E-mail:
oftalmo@mutuaterassa.es

de hidrogel sólo tenían potencias esféricas, pero a partir de 1975 ya se fabricaron las primeras lentes tóricas con sistemas de prisma balasto, truncado, estabilización dinámica, etc.

Las lentes de contacto de hidromel, también conocidas como lentes de contacto blandas, se fabrican con monómeros de HEMA (2-hidroxietilmetacrilato), material flexible, blando, con una buena humectabilidad y gran capacidad de imbibición que le confiere una buena permeabilidad a los gases, que al ser mezclado con otros monómeros de igual o distinta naturaleza, como dimetacrilato de etileno, N-NVP (N-vinilpirrolidona), AM (ácido metacrilato), entre otros, permite modificar y mejorar sus propiedades (Figura 1).

Metabolismo corneal

Dado que la córnea es un tejido vivo, necesita un aporte energético para mantener su metabolismo corneal y regenerar las células epiteliales. Dicho aporte en forma de energía química, adenosín trifosfato (ATP), procede de la degradación del humor acuoso, de los vasos limbares y de la atmósfera a través de la lágrima.

Las partes de la córnea que precisan mayor consumo de O_2 son el epitelio y el endotelio. Se considera que la lágrima aporta básicamente la mayor parte de O_2 , mientras que el humor acuoso aporta aminoácidos, glucosa, una pequeña cantidad de O_2 y otros nutrientes.

El nivel de aporte de O_2 al mantener el ojo abierto es de 155mm Hg, que procede principalmente de la lágrima, y al mantenerlo cerrado es de 55 mm Hg y se obtiene a través del plexo capilar de la conjuntiva tarsal³. En esta última circunstancia, al disminuir la tensión de oxígeno sobre la superficie anterior de la córnea, se produce un edema fisiológico del 4%⁴, que al abrir el ojo se recupera rápidamente; si dicho edema es superior entonces se considerará patológico, pudiendo alterar la transparencia corneal.

Obtención de oxígeno a través de las lentes de hidrogel

Las lentes de contacto, tanto las rígidas permeables al gas (RPG) como las de hidrogel, transmiten oxígeno en función de la permeabilidad (Dk) del material, del espesor y del contenido hídrico.

La permeabilidad (Dk) se expresa en barreras: $10^{-11} \text{ cm}^2 \text{ mlO}_2 \text{ seg}^{-1} \text{ ml}^{-1} \text{ mmHg}^{-1}$.

Para evitar complicaciones oculares, la mínima transmisibilidad a los gases que deben tener las lentes de contacto de uso diario es de 24,1, y para uso prolongado de 87.

El oxígeno que recibe la córnea de un usuario de lentes de contacto depende de la transmisibilidad de los gases y del parpadeo. Se puede clasificar en los siguientes factores⁵:

- Características de la adaptación: si es más cerrada, el intercambio lagrimal será menor que si se trata de una adaptación más plana.
- Frecuencia del parpadeo: que dependerá de cada paciente, a más parpadeos mejor renovación lagrimal.
- Porcentaje de lágrimas intercambiadas en cada parpadeo: se considera que el volumen de lágrimas intercambiadas después de cada parpadeo en usuarios de RPG es de un 20%, mientras que en los de lentes de hidrogel es de 1 o 2%, razón por la cual este factor no es especialmente relevante en las lentes de contacto blandas.
- Propiedades de los materiales ópticos de las lentes: factor que toma especial relevancia en las lentes de hidrogel, donde la transmisibilidad de los gases depende prácticamente en su totalidad de su contenido en agua y del espesor de la lente.

Las lentes de contacto de hidrogel en general, se clasifican dependiendo de⁶:

- La función que desempeñan.
- El tiempo de uso y de reemplazo.
- La técnica de fabricación.
- Contenido de agua.

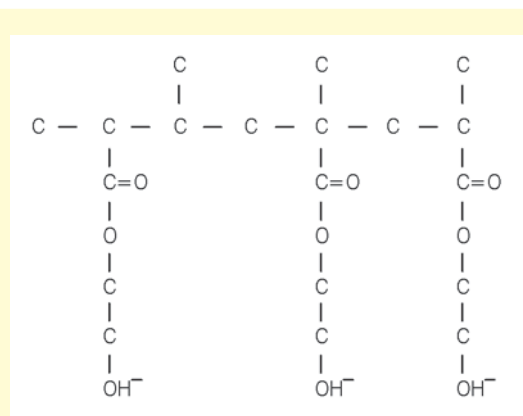


Figura 1.
Estructura HEMA

Función que desempeñan

- *Compensadoras*: se emplean para la neutralización de las ametropías. Actualmente se pueden compensar prácticamente el 99% de los defectos refractivos.
- *Terapéuticas*: se utilizan para el tratamiento de ciertas condiciones patológicas corneales. El objetivo es aliviar el dolor y/o ayudar a la curación de la córnea. Sólo se consideran terapéuticas si la potencia es neutra.
- *Cosméticas*: modifican artificialmente el color del iris. Pueden desempeñar una función puramente estética, compensadora o incluso terapéutica actuando de iris artificial.

Tiempo de uso

- *Lentes de uso diario*: se utilizan durante el día y cuando el usuario se va a dormir se retiran del ojo, se limpian, desinfectan y se conservan en soluciones de mantenimiento. Actualmente tienen una duración de alrededor de 6 meses. Su principal inconveniente es su deshidratación y la acumulación de depósitos de la lágrima, y su ventaja el rango amplio de potencias en que se fabrican.
- *Lentes de uso flexible*: también se utilizan durante el día, pero el usuario puede dormir con ellas una o dos veces por semana; cuando se retiran del ojo deben limpiarse y desinfectarse. Se reemplazan cada 1 o 2 semanas o cada mes.
- *Lentes de uso prolongado*: son las que se pueden utilizar de 7 días a 1 mes de forma continuada, sin necesidad de extraerlas de los ojos. Su reemplazo es de 1 semana a 3 meses, o sea, se retiran del ojo se limpian y se vuelven a llevar de forma prolongada hasta dicho tiempo. Las primeras lentes de uso prolongado las empezaron a utilizar los afáquicos, y las usaban 2 meses seguidos sin retirar del ojo. Debido al elevado número de alteraciones oculares que se produjeron, la FDA (Food and Drug Administration) fue normalizando su uso y en la actualidad no se recomienda un uso superior a los 7 días.

Tiempo de reemplazo

Su reemplazo puede ser diario, semanal, mensual, trimestral o anual. Las lentes de reemplazo diario se extraen cada día y se desechan directamente, por consiguiente no necesitan ninguna solución limpiadora ni conservante y son las que producen menor número de alteraciones oculares.

Técnica de fabricación

- *Centrifugado*: son fabricadas exclusivamente por la casa americana B&L (Soflens®). En este proceso de fabricación se inyecta la mezcla de monómeros sobre un molde cóncavo, por un proceso de rotación, se centrifuga y después se exponen a radiaciones UV. Se caracterizan por tener una superficie anterior esférica y una posterior esférica. Este proceso presenta la más elevada reproducibilidad.
- *Moldeado*: en esta técnica la mezcla se introduce entre dos moldes, y después de la polimerización y la exposición a los UV, se abre el molde y queda finalizado el proceso, se obtiene así un material termoplástico.
- *Torneado*: este proceso se realiza en estado seco, igual que en las lentes RPG, excepto que después de pulirse las lentes de hidrogel se hidratan con solución salina. Con el taco de material en estado seco, se pule primero con una punta de diamante la cara posterior y luego la cara anterior y los bordes, pasando por una serie de procesos de pulido con sustancias de base aceitosa, finalmente se limpian a fondo dichas sustancias y se hidratan las lentes con solución salina normal. Todas las lentes tóricas están fabricadas mediante esta técnica.
- *Técnicas mixtas*: algunas lentes están fabricadas con técnicas mixtas, combinando para la cara anterior un tipo de fabricación y otro para la cara posterior, lentes centrifugadas-torneadas¹.

Contenido de agua

Es la propiedad más importante de las lentes de contacto de hidrogel, y de ella dependen el resto de las propiedades.

El *contenido hídrico*⁷ de la lente está en función de la *capacidad de imbibición* del polímero de la lente, y éste, a su vez, depende de la proporción de grupos hidrófobos e hidrófilos que lo conforman.

La FDA clasifica las lentes de contacto de hidrogel en 4 grupos en función de su contenido hídrico y de su ionicidad (Tabla 1).

Por su contenido hídrico, se clasifican en:

- Lentes de bajo contenido en agua 30-40% (Grupos I-III):
 - Presentan parámetros más estables.
 - Mejor percepción de las formas (AV).
 - Más cómodas.

Grupo I	Grupo II	Grupo III	Grupo IV
H ₂ O < 50 %	H ₂ O > 50 %	H ₂ O < 50 %	H ₂ O > 50 %
No iónicos	No iónicos	Iónicos	Iónicos
Tetrafilcon A	Lidofilcon A	Bufilecon A	Bufilecon A
Filcon 1 ^a	Lidofilcon B	Phemfilcon A	Etafilecon A
Hioxifilcon A	Alphafilcon A	Mafilcon	Phemfilcon A
Phemfilcon	Surfilcon		Perfilcon
Polymacon	Vifilcon		Vifilcon
Tefilcon	Hilafilcon A		
	Ocufilcon B		
	Nefilcon A		
	Omafilecon A		

Tabla 1.
Clasificación FDA

- Más fáciles de manipular.
- Mayor durabilidad.
- Menor permeabilidad al O₂.
- Lentes de alto contenido en agua 50-79% (Grupos II-IV):
 - Menor estabilidad de los parámetros.
 - Mayor deshidratación.
 - Duran menos.
 - Mayor dificultad de manipulación.
 - Mayor permeabilidad al O₂.
 - No recomendable su adaptación en casos de poca lágrima.

Por su ionicidad⁸ (Tabla 1):

- *Iónicas*: superficies con más facilidad para la adherencia de depósitos mucoproteicos (especialmente por la presencia del monómero AM).
- *No iónicas*: superficies con menos facilidad para la adherencia de depósitos.

A mayor contenido de H₂O, mayor diámetro tienen los poros del material, mayor permeabilidad a los gases.

Si al polímero HEMA añadimos MMA (metilmetacrilato) disminuiríamos su capacidad de imbibición, en cambio si la molécula adicionada es NVP o AM (monómeros hidrofílicos) aumentaremos el porcentaje de H₂O (Tabla 2).

Otro concepto importante a mencionar es el *equilibrio hídrico*, que es el tiempo que tarda el material óptico en deshidratarse un 10%, por evaporación, al estar encima de la superficie ocular y rehidratarse de nuevo al parpadear con la lágrima (Tabla 3).

La capacidad para soportar el calor sin deformarse (*resistencia al calor*), que depende de la naturaleza química del polímero, si presentan cadenas cruzadas en sus enlaces por la presencia de EGDMA (etilenglicolmetacrilato), son materiales termoajustables, no

38,6% H ₂ O	Dk 9 (HEMA 100%)
55 %	Dk 18 (HEMA + AM)
75%	Dk 36
(El <i>Dk</i> máximo que presenta una lente de hidrogel es de 40)	

Tabla 2.

pHEMA	1	
pGMA/HEMA III (Xylofilcon A)	7,3	mayor equilibrio hídrico
pGMA/HEMAII (Hioxifilcon A)	5,5	
pHEMA/PC (Omafilecon)	1,5	
pMMA/NVP-II	0,5	menor equilibrio hídrico
pGMA (glicerolmetacrilato)		
La resistencia a los depósitos disminuye al aumentar el contenido de H ₂ O		

Tabla 3.

pueden remodelarse si no se calientan. Si no presentan cadenas de enlaces cruzados, termoplásticos, no soportan el calor excesivo.

Dicha resistencia al calor y su ionicidad son las que determinan que los grupos I y III sean materiales que pueden soportar una desinfección segura y eficaz con sistemas térmicos y químicos (peróxidos), y los grupos II y IV no pueden soportar una desinfección térmica, y además son más propensos a la formación de depósitos proteicos por la presencia del grupo AM y un mayor contenido hídrico en su molécula.

El *índice de refracción (n)* es inversamente proporcional al contenido hídrico. Así, al aumentar el

porcentaje de H₂O, disminuye el n y aumenta la transparencia del material.

La *humectabilidad superficial* también es inversamente proporcional al contenido acuoso. Al aumentar el H₂O del material, la porción hidrófila se orienta hacia el interior y la hidrófoba hacia el exterior, disminuyendo la humectabilidad superficial.

Podemos modificar la humectabilidad de la superficie añadiendo polímeros más humectables (surfactantes o tensoactivos, formadores de película o agentes estabilizadores).

La última propiedad importante es la *estabilidad dimensional*, referida a la capacidad de la lente para no perder la forma primitiva cuando se encuentra sobre la superficie ocular:

- Inmersas en soluciones básicas. El material absorbe H₂O, se hincha y se aplanan sus parámetros.
- Inmersas en soluciones ácidas. El material se deshidrata, se contrae y se cierran sus parámetros.

En general, si llevan AM suelen disminuir el tamaño y cerrarse, por lo que es aconsejable la tendencia a las adaptaciones planas y con movimientos entre 1-2 mm sobre el ojo.

La FDA también ha aprobado la denominación de unos sufijos para diferenciar, dentro de los materiales de las lentes blandas, los hidrogeles de los no hidrogeles:

- *Hidrogeles* (sufijo "filcon"):
 - Monómero base HEMA puro: B&L, W&J
 - HEMA + NVP: Optima T® (B&L)
 - HEMA + NVP + MMA: COOPER VISION
 - HEMA + MMA: W&J
 - HEMA + AM: VISTAKON
- *No hidrogeles* (sufijo "focón"):
 - NVP + MMA: Medalist® (B&L)
 - GMA + MMA: CSI, W&J

Rangos de fabricación

- *Lentes convencionales*: Estas lentes se fabrican cubriendo prácticamente todos los rangos, tanto refractivos (± 25 D, toro externo, toro interno, multifocales), como de radios y diámetros, 38,6% hasta 77% H₂O, Dk 9 – 38.
- *Lentes de reemplazo mensual*: El rango que cubren estas lentes es también bastante amplio, compensan potencias esféricas de +10/-16 D, radios de 8,6 a 9,10mm, diferentes diámetros, se comercializan también tóricas y progresivas. Pertenecen a los grupos I y II de la FDA.
- *Lentes de reemplazo diario*: Cubren rangos de potencias esféricas de +6/-10 D, con radios y diámetros únicos, empiezan a fabricarse tóricas y multifocales, y todas pertenecen al grupo II de la FDA (Tabla 4).

Materiales biocompatibles

El material Omafilcon A (Proclear® de COOPER VISION) forma parte de una nueva generación de materiales, surgida hace unos 10 años por la necesidad de mejorar los anteriores hidrogeles con sus principales deficiencias (formación de depósitos, reducción de la transmisibilidad y deshidratación...).

A este material se le ha incorporado un recubrimiento de Phosphoryl Colina (PC), que imita la estructura natural de la membrana externa de los glóbulos rojos, confiriéndole la biocompatibilidad (Figura 2).

Las dos propiedades claves de este material frente a otro de similar contenido acuoso son:

- La *gran capacidad para evitar la deshidratación* de la lente mientras está encima de la superficie ocular, gracias a la alta afinidad por el agua

Tabla 4.
Lentes de reemplazo diario

Fabricante	CIBA Vision	Coopervision	Bausch & Lomb
Material	Nefilcon A	Ocufilecon B	Hiafilecon A
Clasificación FDA	II	II	II
Hidratación	69	52	70
Permeabilidad (Dk)	26	17	33
Potencias	+6 a -10	+6 a -10	+6.5 a -6.5
Tóricas	Sí	No	No
Multifocales	Sí	No	No

que tiene el grupo PC, y a su vez hace que los cambios de temperatura le afecten menos y que la transmisión del O_2 sea más estable durante el porte de la lente.

- La *elevada resistencia a la formación de depósitos* porque la molécula PC, cuando está en un pH fisiológico, presenta una carga eléctrica neutra, con gran atracción por H_2O , evitando la adherencia de proteínas y lípidos, disminuyendo los problemas de envejecimiento y de limpieza del material.

También presenta una buena humectabilidad, que hace que la película lagrimal superficial sea más estable, y se deshidrate menos. Todas estas características han llevado a la FDA a aprobar estas lentes como las primeras lentes indicadas para adaptar en casos de ojo seco.

Actualmente están en el mercado en el formato que vemos en la Tabla 5.

Material hidrogel de silicona (Hi-Si)

Las lentes de silicona suponen la última revolución, en cuanto a materiales, de las lentes de contacto actuales de hidrogel.

En la actualidad existen cinco lentes de hidrogel de silicona con nueve diseños distintos. Tal es la diferencia respecto a los materiales de hidrogel convencionales, que la FDA se ha planteado la posibilidad de hacer una nueva clasificación genérica respecto a la que se ha estado utilizando en los últimos años.

Inicialmente fueron diseñados para uso prolongado y continuo, en la actualidad se han ido cambiando a uso diario. Esto es debido a las diferentes modificaciones que se han realizado sobre este material; tal es la evolución, que actualmente podemos hablar de hidrogeles de silicona de primera y segunda generación⁹.

A su vez se han observado grandes diferencias en su comportamiento clínico y en el momento de su adaptación.

Propiedades de las lentes de contacto de hidrogel de silicona

La primera y gran diferencia que existe entre las lentes de contacto de hidrogel de silicona (Hi-Si) y las lentes de hidrogel convencionales (HEMA) es la



Figura 2.

Material Proclear ®	Omafilcon A con PC	Omafilcon A con PC	Omafilcon A con PC	Omafilcon A con PC	Omafilcon A con PC
Uso	Mensual	Mensual tóricas	Mensual presbicia	Convencional / Terapéutico	Convencional tórica
Clasificación FDA	II	II	II	II	II
Potencias	+10 a -10	+4 a -6	+4 a -6	+20 a -20	+20 a -20
Hidratación	52	62	62	59	59
Permeabilidad (Dk)	27	27	27	25	25
Curva base	8.60	8.80	8.70	de 6.50 a 10.50	de 8.10 a 9.30
Diámetro	14.2	14.4	14.4	de 12 a 17	de 13.6 a 15.2
Espesor (-3.00D)	0.065	0.11	0.16	0.07	0.07
Cilindro	No	hasta -2.25	Add. hasta +2.50	No	hasta -6.00

Tabla 5.
Materiales biocompatibles

elevada transmisibilidad a los gases que presentan las primeras.

Las hidrogeles de silicona de primera generación lograron esta gran diferencia, sacrificando un alto módulo de elasticidad y una menor hidrofilia, consiguiendo una lente de contacto menos hipóxica, pero más rígida y menos confortable.

En las lentes de Hi-Si de segunda generación, este módulo de elasticidad es menor y son más hidrófilas, obteniendo una lente más cómoda, aunque la transmisibilidad a los gases se ha visto disminuida¹⁰.

Los materiales Hi-Si (hidrogel-silicona) de segunda generación se caracterizan por:

Hidratación

Suele ser más baja que en las lentes de contacto de hidrogel convencionales.

Esto es debido a los grupos siloxanos derivados de la silicona, que son altamente permeables a los gases, pero parcial o totalmente hidrófobos. Es por esta razón que las lentes de hidromel-silicona quedan incluidas por la FDA en el grupo de lentes de bajo contenido en agua (I-III).

A diferencia de los hidrogeles HEMA, a medida que disminuye la cantidad de agua de la lente aumenta la permeabilidad a los gases, al oxígeno, porque quedan espacios vacíos dentro del material, dónde el oxígeno puede pasar con mayor comodidad.

Esta relación que existe entre la hidratación y la permeabilidad no es fácil de predecir de una forma matemática, pero lo que sí es evidente es que a mayor hidratación, mayor comodidad.

Transmisibilidad al oxígeno

Las lentes de Hi-Si proporcionan un flujo de oxígeno sobre la córnea del 97% en condiciones de ojo abierto, sin necesidad de aumentar su hidratación, lo que ha supuesto una gran revolución en el mundo de la contactología.

Independientemente de la gran permeabilidad de estos materiales, la transmisibilidad es mayor porque a nivel de fabricación se han conseguido espesores medios menores.

Elasticidad y rigidez

Cuando hablamos de rigidez de un material nos referimos a la capacidad de resistencia que éste tiene cuando se le aplica una fuerza; así cuanto más resistencia ofrezca a la deformación, más rígido será el material. En cambio, la elasticidad es la facilidad que este material tiene en volver a su estado inicial después de haberle aplicado una fuerza.

Diferentes estudios certifican que ambas propiedades son mayores en las lentes de Hi-Si que en las lentes convencionales de hidrogel (HEMA).

Aunque en las lentes Hi-Si de segunda generación el módulo de elasticidad es menor que en las de primera generación, el módulo de rigidez es similar en ambos¹¹.

Tabla 6.
Lentes de hidrogel-silicona
en el mercado
(características generales
y propiedades
físico-químicas)¹⁵

Nombre Comercial	Night & Day(*) [®]	Air Optix [®]	Acuvue Advance [®]	Acuvue Oasys [®]	Purevision [®]	Biofinity [®]
Fabricante	CIBA Vision	CIBA Vision	J & J Vision Care	J & J Vision Care	Bausch & Lomb	Coopervision
Material	Lotrafilcon A	Lotrafilcon B	Galyfilcon A	Senofilcon A	Balafilcon A	Comfilcon A
Clasificación FDA	I	I	I	I	III	I
Transmisibilidad (Dk/ t)	175	138	86	147	110	160
Hidratación	24%	33%	47%	38%	36%	48%
Espesor (-3.00 D)	0.08	0.08	0.07	0.07	0.09	0.08
Curva base	8.4/8.6	8.6	8.3/8.7	8.4	8.6	8.6
Diámetro	13.8	14.2	14	14	14	14
Potencias	+6 a -10	+6 a -10	+8 a -12	+0.50 a -6	+6 a -12	+20 a -20
Uso ¹⁴	D-P-C	D-P	D	D-P	D-P-C	D-P
Reemplazo	Mensual	Quincenal-Semanal	Quincenal	Quincenal	Mensual	Mensual

D: Uso diario; P: Uso prolongado; C: Uso continuo; *Air Optix

A mayor valor para el módulo de elasticidad, menor será la capacidad que la lente tiene para adaptarse a la superficie corneal y, a su vez, mayor será la fricción entre superficie ocular y lente.

Humectabilidad

Ésta es la propiedad esencial para que una lente sea cómoda en el momento de su uso y está claramente limitada respecto a los hidrogeles convencionales debido a sus grupos siloxanos, que son altamente hidrófobos, cosa que hace que sean lentes ligeramente más incómodas que las de HEMA.

Es por esa razón que se han introducido radicales libres a estas siliconas, para aumentar esta propiedad y así conseguir un producto más confortable¹².

Tipos de hidrogeles de silicona

Existen cinco materiales en el mercado de lentes de contacto de hidrogel de silicona de segunda generación, todas esféricas (Tabla 6).

Inicialmente, las primeras lentes de contacto de hidrogel de silicona se pensaron para darles un uso prolongado y continuo, ya que al tener una gran permeabilidad a los gases, no representaban ningún signo de hipoxia sobre la córnea ni en su uso nocturno ni en su uso ininterrumpido.

Sí que se observaron, no obstante, signos mecánicos sobre la superficie corneal que no acabaron de satisfacer, ya que producían ligeros aplanamientos corneales y, a su vez, se detectaron pequeños teñidos debidos a la captación de depósitos mucopolípidicos¹³.

Todos estos efectos se relacionaron con el alto módulo de rigidez y con la baja elasticidad de estas lentes de primera generación.

Actualmente, en las de segunda generación, podemos encontrar grupos siloxanos unidos a otros radicales para poder contrarrestar todas esas deficiencias que se detectaron en las primeras lentes de silicona.

Bibliografía

1. Saona C. *Lentes de contacto*. Ed. Scriba, 1989;59: 66;211:278.
2. Whicherle O, Lim, D. Hydrophilic gels for biological use. *Nature* 1960;185:117.
3. Brennan NA. A model of oxygen flux through contact lenses. *Cornea* 2001;20:104-8.
4. Holden BA, et al. The minimum precorneal oxygen tension to avoid oedema. *Invest ophthalmol Visual Sci* 1984;25:476.
5. Efron N, Brennan NA. Simple measurement of oxygen transmissibility. *Aust J Optometry* 1985;68:27-35.
6. Saona C. *Contactología Clínica*. Ed. Masson 2001;53: 66;85:92;235:262.
7. Weinstok F. *Contact lens fitting, a clinical text atlas*. Lippincott, 1989
8. Hall B, Sulley A, Jones S. *Optician* 2002.
9. Gonzalez-Meijome JM, Villa Collar C. Hidrogeles de Silicona: Que son, como los usamos y que podemos esperar de ellos (I) *Gaceta Optica* 2007;414:10-7.
10. Nicolson PC, Vogt J. Soft contact lens polymers: an evolution. *Biomaterials* 2001;22:3273-83.
11. Brennan NA, Coles ML, Ang JH. An evaluation of silicone-hydrogel lenses worn on a daily wear basis. *Clin Exp Optom* 2006;89:18-25.
12. Jones L, Dumbleton K. Silicone hydrogels: will they displace conventional lenses. *Optometry today* 2004; 33-40.
13. Gonzalez-Meijome JM, Lopez-Aleman A, Almeida JB, Parafita MA. Consistency of Surface Analysis of Silicone-Hydrogel Contact Lens Polymers with Atomic Force Microscopy. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2006;4:2387.
14. Morgan PB. Is daily wear the principal use for silicone hydrogel materials. www.siliconehydrogels.org 2005. Ref Type: Magazine Article
15. Tigre B. Trends and developments in silicone hydrogels materials. www.siliconehydrogels.org (September) 2006.