

TRANSMISIBILIDAD AL OXÍGENO DE LENTES DE CONTACTO HIDRÓFILAS MULTIFOCALES: ESTUDIO POLAROGRÁFICO COMPARATIVO

OXYGEN TRANSMISSIBILITY OF MULTIFOCAL HYDROPHILIC CONTACT LENSES: COMPARATIVE POLAROGRAPHIC STUDY

GONZÁLEZ-MÉIJOME JM¹, LÓPEZ-ALEMANY A², CERVIÑO EXPÓSITO A³

RESUMEN

Objetivo: Estudio de la transmisibilidad a los gases de lentes de contacto hidrófilas (LCH) multifocales disponibles en el mercado.

Material y métodos: Con sonda polarográfica acoplada a un permeómetro se tomaron cinco medidas de transmisibilidad, en cinco LCH de 38%, 49%, 55%, 58% y 73% de hidratación.

Resultados: Se encontraron diferencias cuali- y cuantitativas en el flujo de O₂ a través de los diferentes materiales, siendo significativas las diferencias entre LCH de hidratación superior al 50% y LCH de hidratación inferior. Hubo tendencia de las lentes más positivas hacia una menor transmisibilidad a los gases. No hubo diferencias significativas en el flujo de gases en relación con el valor de la adición, aunque paradójicamente las lentes con mayor adición tendían a un mayor flujo de O₂.

SUMMARY

Purpose: Study of transmissibility to gases of on-the-counter multifocal hydrophilic contact lenses (LCH).

Material and methods: With a polarographic probe coupled to a permeometer, 5 measures of transmissibility were taken on five LCH of 38%, 49%, 55%, 58% and 73% hydration level.

Results: Differences in O₂ flow quality and quantity were found through the different materials, being significant the differences between LCH with hydration higher than 50% and LCH of lower hydration. There was a tendency of more positive lenses towards less transmissibility to gases. Not significant differences were found on gas flux in relation to the addition value, although paradoxically, lenses with higher addition values had more oxygen flow.

1. Diplomado en Óptica y Optometría. Fellow of International Association of Contact Lens Educators (FIACLE). Departamento de Física (Optometría). Universidade do Minho. Braga. Portugal.

2. Diplomado en Óptica y Optometría. Doctor en Medicina y Cirugía. Especialista en Oftalmología. FIACLE. Grupo de Investigación en Superficie Ocular, Córnea y Lentes de Contacto. Departament d'Òptica. Universitat de Valencia. Instituto de Oftalmología y Optometría de la Costera (IOOC). Novetlé. Valencia.

3. Diplomado en Óptica y Optometría. Departamento de Física Aplicada (Optometría). Universidad de Santiago de Compostela.

El trabajo experimental se ha desarrollado durante una estancia de J.M.G.M. y A.C.E. en el laboratorio del G.I. en Superficie Ocular, Córnea y Lentes de Contacto de la Universidad de Valencia.

Los autores manifiestan que no tienen ningún interés comercial ni económico en ninguno de los instrumentos, ni de los productos citados en este estudio.

Correspondencia:

José Manuel González-Méijome
Departamento de Física (Optometría)
Campus de Gualtar
Universidade do Minho
4710-057 Braga
Portugal
E-mail: jgmeijome@fisica.uminho.pt

Conclusión: Las LCH de hidratación media y alta poseen mayor transmisibilidad al O_2 , lo que es importante en la compensación multifocal de hipermetropes. Al contrario de lo que sucede con el valor esférico, la adición parece influir poco en la transmisibilidad, aunque esto varía según el diseño.

Palabras clave: Transmisibilidad al O_2 , LCH multifocales, etafilcon A, vifilcon A, polymacon, hioxifilcon A, MMA-NVP.

Conclusion: Medium and high water content LCH show more transmissibility to O_2 , which is important ton the multifocal compensation of hyperopes. To the contrary of what happens with spherical value, addition seems to influence little on transmissibility, although this varies with the contact lens design.

Key words: Transmissibility to oxygen, multifocal HCL, etafilcon A, vifilcon A, polymacon, hioxifilcon A, MMA-NVP.

INTRODUCCIÓN

Aunque en los países occidentales la población con edad superior a 40 años crece de un modo importante, la incidencia de uso de lentes de contacto (LC) multifocales todavía está muy lejos de alcanzar las expectativas de crecimiento que fabricantes y profesionales auguran para el futuro de este sector. Además, la limitación en la transmisibilidad de las actuales LC multifocales influye decisivamente en la elección de sistemas de monovisión con lentes de contacto hidrófilas (LCH) para la compensación de la presbicia (1).

El correcto funcionamiento metabólico de la superficie ocular, y particularmente de la córnea, durante el uso de LC depende en gran medida de la transmisibilidad a los gases (Dk/t) de los materiales que las componen. Se han observado importantes alteraciones fisiológicas de la estructura corneal por el uso de LC (2,3), atribuidas fundamentalmente a la disminución de disponibilidad de O_2 en la superficie anterior de la córnea (hipoxia). Alteraciones que afectan al epitelio (4,5), estroma y endotelio corneales, así como las respuestas vasculares del limbo y conjuntiva bulbar (6,7) han demostrado tener una menor incidencia y gravedad con lentes de alta Dk/t, confirmando su etiología hipóxica sin perjuicio de otras que pudieran concurrir (8-10). Tampoco se han manifestado cambios en el espesor corneal con lentes de alta transmisibilidad mediante paquimetría, considerado como el mejor indicador de estrés hipóxico por LC a corto plazo (11).

Siendo la permeabilidad un parámetro constante para un determinado material, la transmisibilidad será diferente según varíe el espesor local de la LC, lo que a su vez depende de la potencia. De este modo, se pudo verificar que la disponibilidad de oxígeno en cada punto de la córnea depende

principalmente de la potencia de la lente, cuyas variaciones de espesor local hacen que otros parámetros como la hidratación o el diseño de la lente queden en segundo plano. En estas condiciones, el estrés hipóxico estará directamente relacionado con la transmisibilidad local, puesto que no se ha podido verificar una difusión lateral de O_2 significativa desde las zonas más finas hacia las más gruesas de la LC (12). Estos factores son especialmente importantes en las LC tóricas estabilizadas por prisma, donde la transmisibilidad disminuye en las zonas más gruesas correspondientes a la estabilización prismática (13). La transmisibilidad a los gases en LC para la compensación de la presbicia únicamente ha sido estudiada en por Hill (14), encontrando mayor estrés fisiológico de la córnea en la zona de adición. No obstante, las diferencias de material, tamaño y diseño de las actuales LCH multifocales hacen que sus resultados no sean aplicables a este tipo de lentes.

Se cree que lentes esféricas positivas inducen mayor estrés hipóxico y que las lentes esféricas negativas provocan un mayor estrés periférico, pero no se ha verificado (14). De hecho, Erickson y cols. (15) obtuvieron valores de edema corneal más altos con lentes negativas que con lentes positivas tanto en el centro como en la periferia corneal.

Considerando que algunos de los nuevos diseños de LCH multifocales consiguen el efecto multifocal mediante la alternancia concéntrica de curvatura de sus superficies, es posible que su comportamiento sea diferente al de las LCH esféricas.

No conociendo ningún estudio que haya evaluado la transmisibilidad a los gases de LCH multifocales, el propósito del presente trabajo ha sido aclarar si los diferentes diseños de LCH multifocales muestran un comportamiento fisiológico diferente al de sus homólogas esféricas; y, si es

dependiente de parámetros tales como el diseño o el valor de la adición.

con las especificaciones técnicas que se muestran en la tabla 1.

La transmisibilidad de las LC se determina mediante una adaptación de la sonda polarográfica Guard Ring Polarographic Cell acoplada a un permeómetro P-2000 Permeometer (Rehder Development Co., Castro Valley, CA). Para tal fin, la sonda tiene forma convexa y radio de curvatura 7,80 mm. Las medidas se hacen a 35°C para

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizaron 27 lentes de 5 fabricantes diferentes, con valores de hidratación entre 38% y 73%,

Tabla 1. Características técnicas de las lentes utilizadas y resultados de las medidas polarográficas

	Material	Fabricante	Diseño multifocal	Cambio	H ₂ O (FDA)	(3,00) (-3,00)	DK/T (ADD)	Esfera	Código de lente	Intensidad media (µA)	SD (µA)
Focus Progressives	Vifilcon	Ciba Vision Moldeado	Asférico multifocal	Mensual	55% (II)	0.100	20	-5.00	FP (-5.00)	1,48	0,24
								-3.50	FP (-3.50)	1,57	0,03
								-2.25	FP (-2.25)	1,33	0,06
								-1.75	FP (-1.75)	2,32	0,11
								+3.75	FP (+3.75)	1,66	0,04
								+4.25	FP (+6.00)	1,41	0,03
Verapresby 38	Polymacon	Interlenco Torneado	Asférica multifocal	Anual	38% (I)			-6.00	VP	,84	0,00
								(+1.50)	(-6.00/+1.50)		
								-3.00	VP	,63	0,02
								(+1.50)	(-3.00/+1.50)		
								+3.00	VP	,50	0,01
								(+1.50)	(+3.00/+1.50)		
								+6.00	VP	,47	0,01
								(+1.50)	(+6.00/+1.50)		
								-6.00	VP	,59	0,01
								(+3.00)	(-6.00/+3.00)		
								-3.00	VP	,57	0,02
								(+3.00)	(-3.00/+3.00)		
+3.00	VP	,64	0,00								
(+3.00)	(+3.00/+3.00)										
+6.00	VP	,53	0,00								
(+3.00)	(+6.00/+3.00)										
Elite UV	Hioxifilcon B	Mark Ennovy tornea.	Asférica multifocal	Anual	49% (II)	0.150	10	-6.00	EL (-6.00)	,89	0,04
								-3.00	EL (-3.00)	1,01	0,03
								+3.00	EL (+3.00)	,91	0,02
								+6.00	EL (+6.00)	,79	0,01
Rithmic UV	PMMA-NVP	Eurolent-S Moldeado	Multiconcéntrica	Mensual	73% (II)	0.170	23.5	-6.00	RT (-6.00)	1,60	0,07
								-3.00	RT (-3.00)	1,34	0,02
								+3.00	RT (+3.00)	1,99	0,10
								+6.00	RT (+6.00)	1,45	0,05
Acuvue Bifocal	Etafilcon A	Vistakon Moldeado	Multiconcéntrica	Quincenal	58% (IV)	0.075	37.3	-6.00	AV	1,92	0,11
								(+1.50)	(-6.00/+1.50)		
								-3.00	AV	2,02	0,02
								(+1.50)	(-3.00/+1.50)		
								-6.00	AV	1,94	0,03
								(+2.50)	(-6.00/+2.50)		
								-3.00	AV	1,86	0,03
(+2.50)	(-3.00/+2.50)										
+3.00	AV	1,61	0,09								
(+2.50)	(+3.00/+2.50)										

garantizar condiciones similares a las de la superficie ocular, preparándose el dispositivo que se muestra en la figura 1. Esta técnica ha sido descrita por Aiba (16), y el procedimiento de medida con el permeómetro ha sido descrito por Compañ y cols. (17), siendo el valor de intensidad de corriente generada por la reacción de reducción de oxígeno en el cátodo proporcional a la transmisibilidad. La constante de proporcionalidad es específica para cada célula y depende sobre todo del área del cátodo.

La medida se registra cuando la corriente generada en el ánodo-cátodo es constante, porque en ese momento se ha alcanzado el punto de equilibrio entre el O_2 que llega a la superficie de la LC a través del fluido de acople y el O_2 que pasa a través de la LC. Este valor sirve para valorar la transmisibilidad al O_2 de la LC. En la figura 2 se representan ejemplos de las medidas para las distintas lentes. Al realizar la medida se anotaron la intensidad de corriente (microAmperios) y las temperaturas del baño y de la sonda ($^{\circ}C$) al alcanzar la intensidad estacionaria.

Se registraron 5 lecturas con y sin corrección para efectos de borde y capas limitantes («guard ring»), desechando las dos medidas extremas y aprovechando las tres medidas restantes para análisis posteriores. La intensidad promedio de las tres medidas se analizó con el software estadístico SPSS v.10.0. Los valores de intensidad para todas la muestra con y sin corrección para efecto de borde se compararon mediante regresión line-

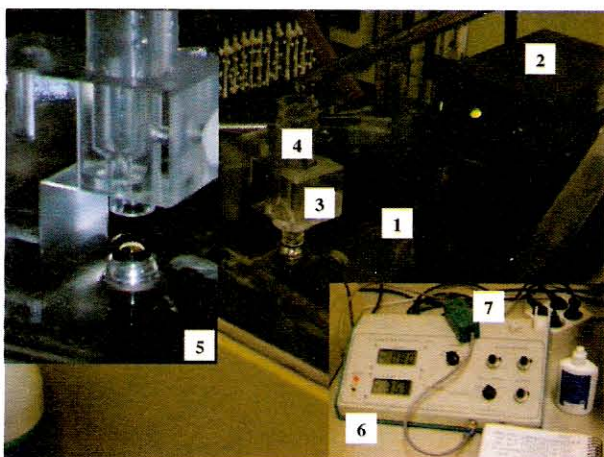


FIGURA 1.- Dispositivo experimental: (1) cubeta para baño termo-regulado; (2) sistema agitador y termostato; (3) soporte de metacrilato para sonda; (4) tubo para acople y fijador de la LC; (5) detalle de la sonda con LC, y anilla; (6) permeómetro con display de intensidad y temperatura de la sonda; (7) elemento compensador de efectos de borde y capas limitantes.

al. Los valores medios de intensidad de corriente se compararon mediante el test ANOVA para determinar si existían diferencias significativas entre los valores de corrección esférica o adición para cada tipo de LC y entre los diferentes materiales.

RESULTADOS

Condiciones Experimentales

La temperatura del baño se mantuvo en un valor medio de $39,10^{\circ}C \pm 0,59$ (rango 38-41), siendo para la sonda de $34,71^{\circ}C \pm 0,75$ (rango 33,3-36,2). Así, las condiciones de temperatura simulaban la del centro de la córnea en condiciones de ojo abierto (18). En la figura 2 se observa que los materiales polymacon (38%) e hioxifilcon (49%) alcanzan el punto de estabilidad más rápidamente. Esto puede ser debido a que, después de la manipulación, estos materiales se rehidratan más fácilmente que los otros.

La figura 3 pone de manifiesto una fuerte correlación lineal entre los valores de intensidad medidos con y sin el sistema compensador de efectos de borde ($r^2=0,965$; $p<0,001$). Dado el bajo valor del factor que acompaña a la variable, se puede decir que el modelo queda también definido solamente por el valor de la constante. Este valor de 2.1 es similar al aportado por Compañ y cols. (19) de 2,35, para un sensor de diseño similar pero con mayor área de cátodo.

Del gráfico superior de la figura 4 se desprende la gran variabilidad de los resultados cuando se consideran todas las medidas ($n=5$); y, en la parte

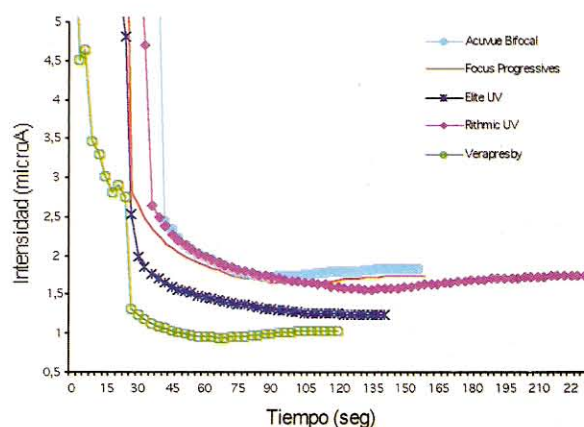


FIGURA 2.- Secuencia de medida de cada una de las lentes en la situación de equilibrio.

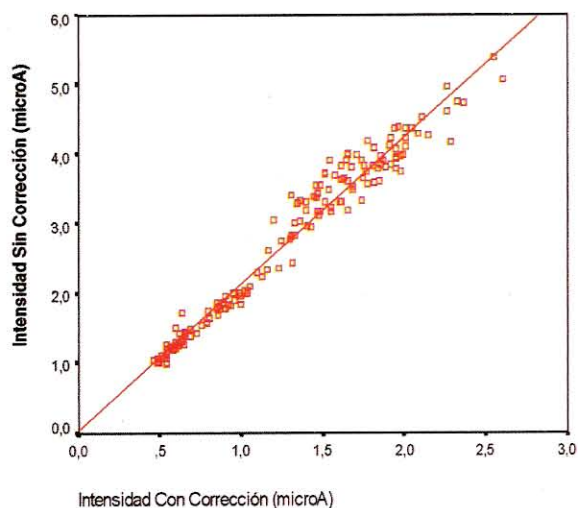


FIGURA 3.- Regresión lineal ($y=2,1x+0,07$) entre los valores de intensidad determinados con y sin la corrección para los efectos de borde y capas limitantes para las muestras medidas.

inferior, se observa como desaparecen los datos discordantes («outliers») al eliminar los dos valores extremos para cada muestra, considerando solamente los tres valores restantes. Esta operación no induce diferencias estadísticamente significativas para los resultados de la muestra consideradas en su conjunto, siendo el valor medio para todas las medidas de 1,24 microA considerando cinco medidas, y de 1,25 microA considerando sólo tres medidas para cada muestra ($p=0,441$). En la tabla 1 se presentan los valores de intensidad definitivos promedio de tres medidas.

Se obtuvieron diferencias significativas entre las diferentes LC en cualquiera de las dos situaciones (ANOVA; $p<0,001$), aunque el valor «F estadístico» fue significativamente más alto cuando se consideraron tres medidas ($F=273,41$) que cuando se consideraron cinco medidas ($F=93,81$). Esto indica que la probabilidad, de que existan diferencias significativas entre los diferentes elementos de la muestra, es mayor eliminando los valores extremos y, por tanto, se garantiza mayor fiabilidad para el experimento.

Lentes Multifocales

Por valor medio, los materiales Etafilcon A, Vifilcon A y copolimero de MMA-NVP demostraron valores de transmisibilidad similares, mientras que las LC de Hioxifilcon B y Polymacon mostraron los

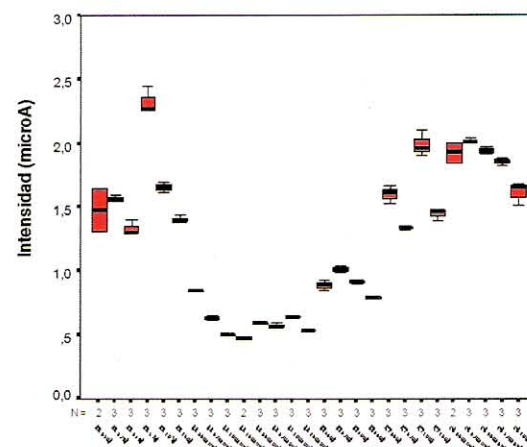
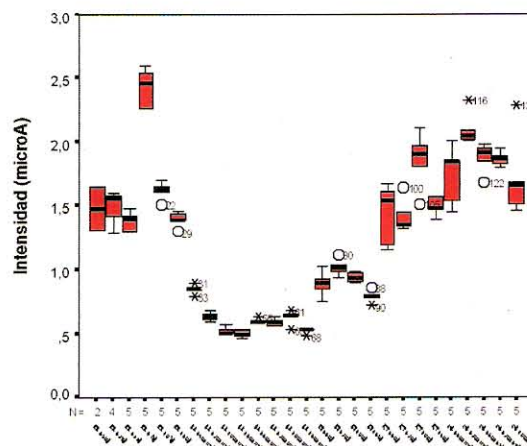


FIGURA 4.- Valores medios de intensidad generada por el paso de O_2 a través de todas las LC de la muestra considerando 5 medidas. Los valores discordantes están señalados con sus respectivos símbolos (arriba). Nótese (abajo) la ausencia de valores discordantes y la menor variabilidad de los resultados sin que varíen substancialmente los valores medios.

niveles de transmisibilidad más bajos, como puede verse en la figura 5. Las diferencias entre los distintos materiales fueron estadísticamente significativas ($p<0,001$). En la misma figura 5 se observa la relación entre la transmisibilidad creciente y la hidratación, excepto para la LC Rithmic UV cuyo espesor impide reflejar en la transmisibilidad el potencial fisiológico de su elevada hidratación. Algo similar sucede con la LC de Hioxifilcon A de baja transmisibilidad en relación a su hidratación, debido al espesor de 0,150 mm.

A pesar de no revelarse estadísticamente significativas ($p=0,174$), existen diferencias apreciables entre las LC con componentes esféricas positivas, con menor transmisibilidad y las LC negati-

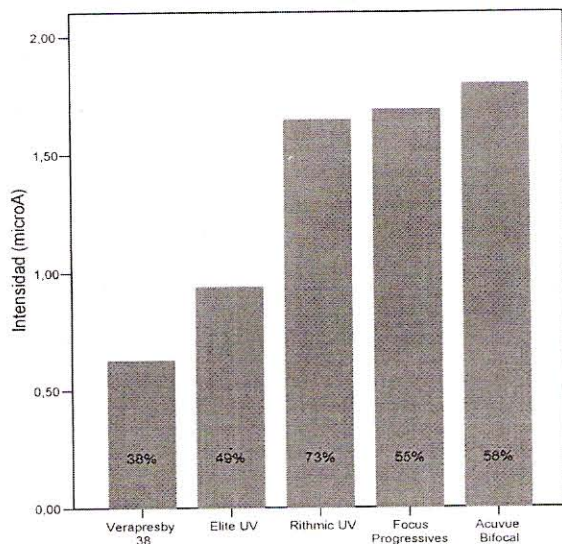


FIGURA 5.- Intensidad media para diferentes LC. No se incluyen las LC con potencia esférica de +6,00 D. Las diferencias fueron estadísticamente significativas ($p < 0,001$).

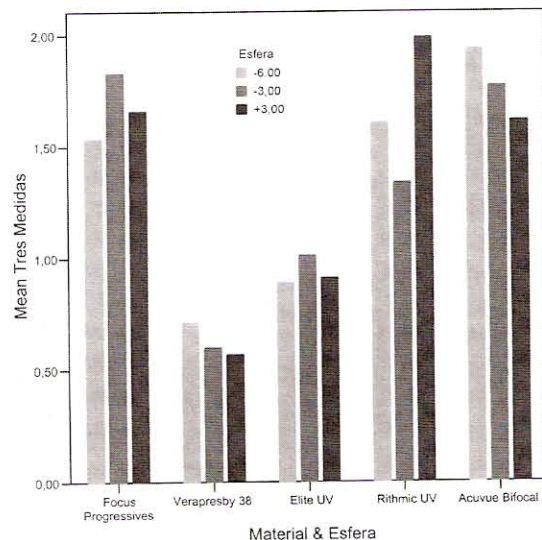


FIGURA 7.- Intensidad de corriente media generada por LC de distintos materiales y potencia esférica.

vas con mayor transmisibilidad como se ve en la figura 6.

La figura 7 muestra idéntico análisis para las diferentes marcas de LC, excluyendo la potencia de +6.00 D, porque para algunas lentes no se dispuso de muestra. Las diferencias fueron significa-

tivas para Elite UV ($p=0,004$) y Rithmic UV ($p < 0,001$), y no lo fueron los otros materiales: Focus Progressives ($p=0,454$), Verapresby ($p=0,043$) y Acuvue Bifocal ($p=0,276$).

En cuanto al factor adición, la figura 8 demuestra que las LC de mayor adición presentan también mayor transmisibilidad. No obstante, las diferencias entre las LC de baja y alta adición, para una potencia esférica determinada, no fueron significativas.

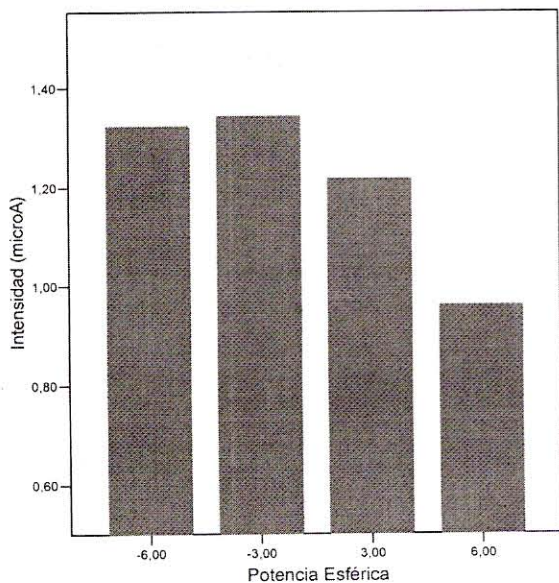


FIGURA 6.- Intensidad de corriente para lentes de distintas potencias esféricas. Las diferencias no fueron estadísticamente significativas ($p=0,174$).

Acuvue Bifocal vs Focus Progressives

Se realizó una comparación directa entre ambas lentes por ser las de más alta transmisibilidad y las que poseen diseños multifocales diferentes, que podrían presentar un comportamiento fisiológico diferente. En la figura 9, se observa que la LC Acuvue Bifocal es superior en transmisibilidad a la LC Focus Progressives para potencias esféricas mas negativas, invirtiéndose la tendencia para las demás potencias. En cuanto al factor adición, ninguna demostró ser estadísticamente superior. No obstante, existe una tendencia para un mejor comportamiento fisiológico de la lente multiconcéntrica en bajas adiciones y para la lente esférica en altas adiciones. La figura 10 demuestra que la lente de diseño multiconcéntrico no revela un comportamiento diferente en función de

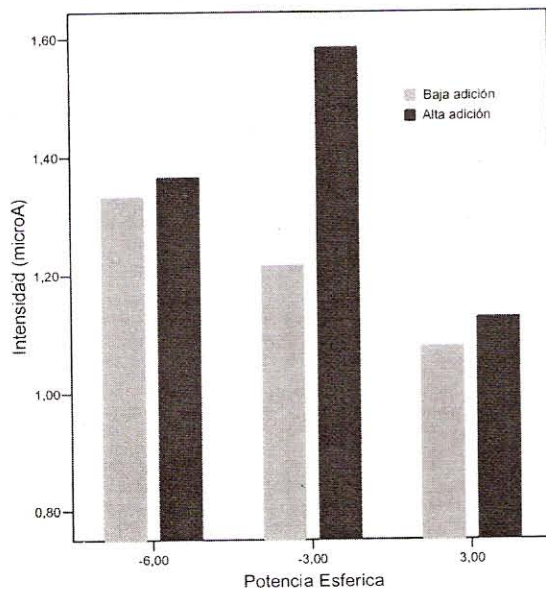


FIGURA 8.- Intensidad de corriente en LC con diferentes potencias esféricas según la adición. Solo se consideran aquellos materiales para los que se midieron muestras con diferente adición (vifilcon A, polymacon y etafilcon A). Las diferencias no fueron estadísticamente significativas para las LC de -6.00 ($p < 0.913$), -3.00 ($p = 0.268$) y +3.00 ($p = 0.886$).

la adición, mientras que la lente de diseño esférico demuestra mayor transmisibilidad en adiciones altas ($p = 0,017$).

DISCUSIÓN

La transmisibilidad a los gases de los materiales de las LC es un parámetro fundamental en la evaluación previa a la comercialización, siendo quizás el más importantes de los evaluados por la FDA para la aprobación de tales dispositivos de compensación visual (20). Por ello, en las últimas décadas ha sido el parámetro que más ha llamado la atención de investigadores y fabricantes (21). La transmisibilidad (Dk/t), es el parámetro que normalmente se considera para comparar varias LC, siendo una de las propiedades más importantes de las LC actuales (14). De echo, incluso durante el uso de LCRPG en condiciones dinámicas (parpadeo frecuente), la transmisibilidad del material demostró ser un parámetro decisivo en la disponibilidad de O_2 a la córnea (22).

Existen diversos métodos para la medida del paso de O_2 a través de las LC (23), siendo el método polarográfico más utilizado que la técnica colo-

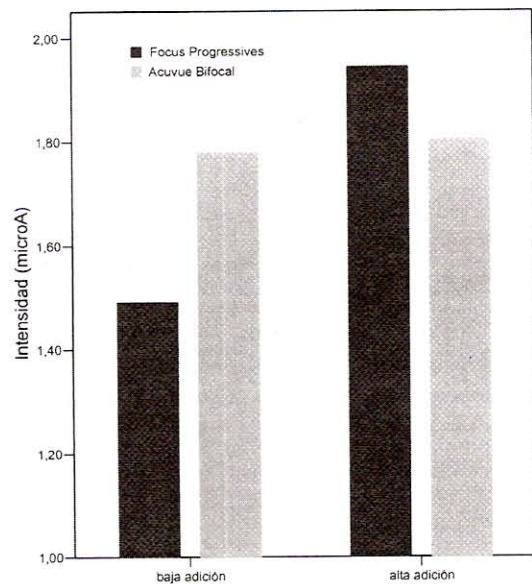
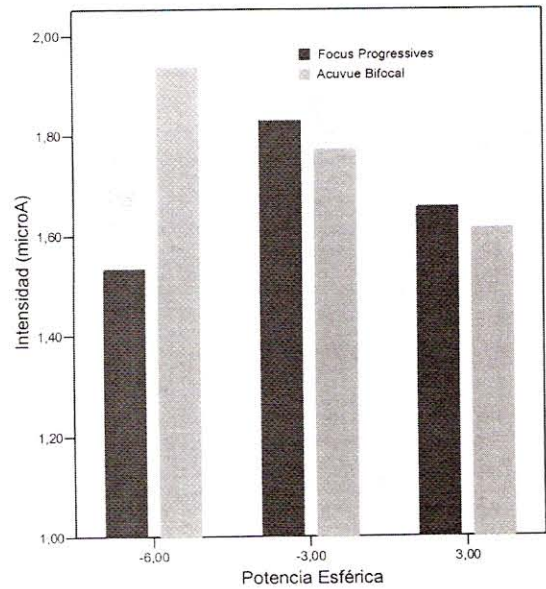


FIGURA 9.- Intensidad de corriente media generada por LC de distintos materiales y potencia esférica (arriba). Existen diferencias estadísticamente significativas entre las LC de -6.00 D ($p < 0,001$), pero no para LC de -3.00 D ($p = 0,835$) o +3.00 D ($p = 0,492$). En relación a la adición (abajo) no se detectaron diferencias significativas para adiciones bajas ($p = 0,119$) ni altas ($p = 0,367$).

rimétrica, recomendada para materiales con permeabilidad superior a 100 barrer (24), siendo 1 barrer = $10^{-11} \text{ (cm} \times \text{mlO}_2\text{)} / \text{(seg} \times \text{cm}^2 \times \text{mmHg)}$.

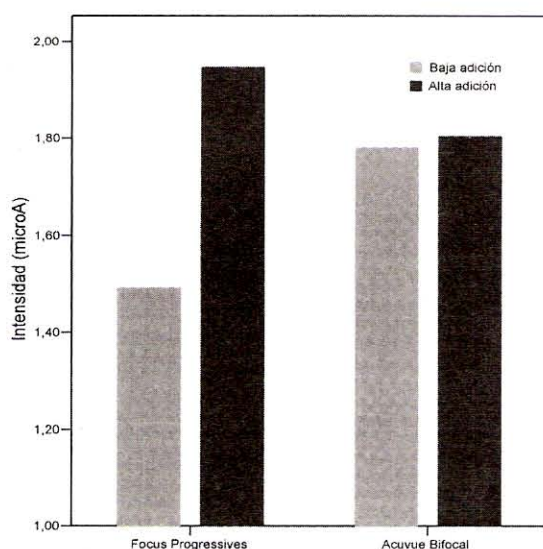


FIGURA 10.- Intensidad media según el valor de la adición para las LC Focus Progressives y Acuvue Bifocal. Existen diferencias significativas para la lente de diseño esférico ($p=0,017$), pero no para la lente de diseño multiconcéntrico ($p=0,885$).

En este estudio se ha comprobado que la realización de cinco medidas y la obtención de las tres medidas más coherentes entre sí permite eliminar los valores discordantes, que aún sin alterar significativamente los valores promedio alteran la variabilidad de los resultados y la sensibilidad de los tests estadísticos.

Durante la toma de medidas, se observó que la LC polymacon y la LC hioxifilcon A estabilizaban el paso de gases antes que las demás, siendo la lente de copolímero de MMA/NVP la que más tardó en estabilizar el paso de gases. Esto podría deberse a la necesidad de mayor tiempo para restablecer la alta hidratación del material después de la manipulación necesaria para realizar la medida, lo que no afectará del mismo modo a las LC de menor hidratación. Este menor estrés hídrico sufrido por las LC de menor hidratación podrá causar también menores interferencias con la fisiología lagrimal del ojo adulto y senil.

Las diferencias significativas en la transmisibilidad al O_2 de las diferentes marcas de LC guardaron una buena correlación con los datos ofrecidos por los fabricantes.

Estando suficientemente demostrada la relación entre el contenido en agua y la permeabilidad al gas (25,26), en este estudio se verificó una relación similar para la transmisibilidad, excepto con

la LC Rithmic UV, cuya elevada hidratación no permite obtener una elevada transmisibilidad a causa de su elevado espesor (0,170 mm). Por lo tanto, este estudio coincide en la necesidad de utilizar LC de media hidratación para la compensación de la presbicia con LC progresivas, como sugiere Hom (27); más aún si se tiene en cuenta que con LC de visión simultánea se requiere una adaptación ligeramente cerrada, para garantizar el centrado penalizando el intercambio lagrimal.

Aún no existiendo diferencias significativas entre las distintas potencias esféricas, se ha observado una tendencia de las LC más positivas a mostrar menor transmisibilidad. Por ello, el uso de LC de media y alta hidratación de elevada transmisibilidad es recomendable para hipermetropes (27). Y, los diseños multifocales en materiales de alta transmisibilidad son apropiados para presbítas con hipermetropía y pacientes con alta miopía (28). Los resultados del presente estudio son acordes con estas indicaciones, ya que estas lentes presentan la menor transmisibilidad en potencias positivas.

Cabría esperar que la incorporación de adición disminuyese la transmisibilidad; sin embargo, en general, sucede justamente lo contrario. Esto induce a pensar que al ser más gruesos los diseños de LC multifocales hay que atender a la transmisibilidad a los gases cuando se selecciona el material de la lente (29), pero la magnitud de la adición carece de relevancia. No obstante, no puede decirse lo mismo de la LC Focus Progressives que demostró menor transmisibilidad ya para la menor adición, en contraposición con la lente multiconcéntrica Acuvue. Las diferencias en el comportamiento fisiológico de los distintos diseños multifocales tendrán que ser examinadas.

Las LC de mayor hidratación se relacionan con una mayor transmisibilidad, pero también es cierto que este factor puede causar mayor estrés en la superficie ocular senil por las mayores demandas hídricas del material, lo que podrá inducir menor transmisibilidad por efecto de una menor hidratación (30). Además, el aumento de espesor requerido para evitar el efecto de pervaporación de las LC de alta hidratación reduce sensiblemente el paso de gases.

Este es el primer estudio que evalúa la transmisibilidad al O_2 de LCH hidrófilas multifocales. La conclusión más relevante es que el aumento de la adición no está relacionado con una disminución de la transmisibilidad. Los resultados también parecen indicar que los materiales de alta transmisibilidad se perfilan como serios candidatos a

resolver algunos de los problemas inherentes al comportamiento fisiológico de las LC hidrófilas multifocales.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue realizado con ayuda de la Fundação para a Ciência e a Tecnologia (FCT) del Ministerio de Ensino Superior de Portugal y el Fondo Social Europeo (ESF) mediante contrato 8281/2002 concedido a JM G-M.

Los autores agradecen a las empresas Interlenco S.A, Ciba Vision, Johnson & Johnson, Mark Ennovy y Eurolent la donación de las LC utilizadas en este estudio.

BIBLIOGRAFÍA

1. Veys J, Meyler J, Davies I. Managing the presbyope. En: Essential contact lens practice. Veys J, Meyler J, Davies I (Eds.). Butterworth-Heinemann. Oxford. 2002.
2. Liesegang TL. Physiological changes of the cornea with contact lens wear. *CLAO J* 2002; 28: 12-27.
3. González-Pérez J, González-Méijome JM, Jalbert I, Sweeney, DF, Erickson P. Topographical Corneal Epithelial Thinning Induced by Long Term Wear of Hydrogel Lenses. *Cornea* 2003; 22: 304-307.
4. Keay L, Sweeney DF, Jalbert I, Skotnitsky C, Holden BA. Microcyst response to high Dk/t silicone hydrogel contact lenses. *Optom Vis Sci* 2000; 77: 582-585.
5. Stapleton F, Kasses S, Bolis S, Keay L. Short term wear of high Dk soft contact lenses does not alter corneal epithelial cell size or viability. *Br J Ophthalmol* 2001; 85: 143-146.
6. Dumbleton KA, Chalmers RL, Richter DB, Fonn D. Vascular response to extended wear of hydrogel lenses with high and low oxygen permeability. *Optom Vis Sci* 2001; 78: 147-151.
7. Papas E, Vajdic CM, Austen R, Holden BA. High-oxygen-transmissibility soft contact lenses do not induce limbal hyperaemia. *Curr Eye Res* 1997; 16: 942-948.
8. Covey M, Sweeney DF, Terry R, Sankaridurg PR, Holden BA. Hypoxic effects on the anterior eye of high-Dk soft contact lens wearers are negligible. *Optom Vis Sci* 2001; 78: 95-99.
9. Sweeney DF, Keay L, Jalbert I, Sankaridurg PR, Holden BA, Skotnitsky C, Stephenses A, Covey M, Rao GN. Clinical performance of silicone hydrogel lenses. En: *Silicone hydrogels, the rebirth of continuous wear contact lenses*. Sweeney DF (ed.) Butterworth-Heinemann. Oxford. 2000.
10. Nilsson SE. Seven-day extended wear and 30-day continuous wear of high oxygen transmissibility soft silicone hydrogel contact lenses: a randomized 1-year study of 504 patients. *CLAO J* 2001; 27: 125-136.
11. González-Méijome JM, González-Pérez J, Cerviño A, Yebra-Pimentel E, and Parafita MA. Changes in corneal structure with continuous wear of high Dk soft contact lenses. A pilot study. *Optom Vis Sci* 2003; 80: 440-446.
12. Fatt I, Weissman BA, Ruben CM. Areal differences in oxygen supply to a cornea wearing an optically powered hydrogel contact lens. *CLAO J*. 1993; 19: 226-234.
13. Eghbali F, Hsui EH, Eghbali K, Weissman BA. Oxygen transmissibility at various locations in hydrogel toric prism-ballasted contact lenses. *Optom Vis Sci*. 1996; 73: 164-168.
14. Fatt I. Comparative study of some physiologically important properties of six brands of disposable hydrogel contact lenses. *CLAO J*. 1997; 23: 49-54.
15. Erickson P, Comstock TL, Zantos SG. Effects of hydrogel lens transmissibility profiles on local corneal swelling during eye closure. *Optom Vis Sci*. 1996; 73: 169-177.
16. Aiba S M, Ohashi M, Huang S. Rapid determination of oxygen permeability of polymer membranes. *Ind Ing Chem Fundam*. 1968; 7: 497-502.
17. Compañ V, Lidón López M, Andrio A, Riande E. Fundamentos de la difusión de oxígeno en LC. Técnicas de medida. En: *Materiales de LC: propiedades*. Alemany A (ed.). Capítulo 4. pp: 67-81. Ulleye. Valencia. 1997a.
18. Efron N, Young G, Brennan NA. Ocular surface temperatura. *Curr Eye Res*. 1989; 8: 901-906.
19. Compañ V, Lidón López M, Andrio A, Riande E. Transmisibilidad aparente y verdadera de las LC. Em: *Materiales de LC: propiedades*. Alemany A (ed.). Capítulo 5. pp: 83-94. Ulleye. Valencia. 1997b.
20. Hill RM. The «physiologically effective» correlates: peDk/L and peDk. *Optom Vis Sci*. 1999; 76: 135-140.
21. Alvord L, Court J, Davis T, Morgan CF, Schindhelm K, Vogt J, Winterton L. Oxygen permeability of a new type of high Dk soft lens material. *Optom Vis Sci*. 1998; 75: 30-36.
22. Ostrem ED, Fink BA, Hill RM. Contact lens transmissibility: effects on delivery of oxygen to the cornea. *Optom Vis Sci*. 1996; 73: 159-163.
23. Brennan NA, Efron N, Holden BA, Fatt I. A review of the theoretical concepts, measurement systems and application of contact lens oxygen permeability. *Ophthal Physiol Opt*. 1987; 7: 485-490.
24. Morgan CF, Brennan NA, Alvord L. Comparison of the coulourmetric and polarographic measurement of a high-Dk hydrogel. *Optom Vis Sci*. 2001; 78: 19-29.
25. Fatt I, Chaston J. Measurement of oxygen transmissibility and permeability of hydrogel lenses and materials *Int Contact Lens Clin*. 1982; 9: 76-88.
26. Morgan PB, Efron N. The oxygen performance of contemporary hydrogel contact lenses. *Contact Lens Ant Eye*. 1998; 21: 3-6.
27. Hom MM. Monovision and bifocals. In: *Manual of contact lens prescribing and fitting with CD-Rom*. 2nd edition. Hom MM (ed.). Butterworth-Heinemann. Oxford, 2000.