

DETERMINATION OF THE PERMEABILITY TO O₂ AND COEFFICIENT OF DIFFUSION IN 2-HYDROXYETHYL METHACRYLATE HYDROGELS USED IN CONTACT LENSES

DETERMINACION DE LA PERMEABILIDAD AL O₂ Y DEL COEFICIENTE DE DIFUSION EN HIDROGELES A BASE DE POLI (METACRILATO DE 2-HIDROXIETILO) UTILIZADOS EN LENTES DE CONTACTO

V. COMPAÑ*, J. GARRIDO*, J.A. MANZANARES* y P. RAMIREZ**

* *Dpto. Termodinámica. Facultat de Física. Universitat de Valencia. (España)*

** *Dpto. Física Aplicada. E.U.P.A. Universidad de Castilla-La Mancha. (España)*

ABSTRACT

A potentiostatic cell, whose electrodes have been designed with a curved surface, similar to the surface of the contact lens, has been used to measure the oxygen permeability of eight commercial contact lenses (hydrogel type).

The permeability has been determined from measurements of the transmissibility and the thickness of the central part of lens. The method is based on techniques described by Fatt and Hellen (1), though the results here obtained have been achieved following two different experimental procedures.

Furthermore, we have studied the change in the permeability data arising when substituting bi-distilled water by a 0.9 % NaCl aqueous solution. This solution is usually found in the literature for simulating the tear liquid. Finally, the oxygen diffusion coefficient has been determined for each lens, by means of the so-called time-lag method, in order to find which material presents less resistance to oxygen permeation.

RESUMEN

Una célula potencioestática, cuyos electrodos concéntricos presentan una superficie curvada similar a la forma de una lente de contacto, ha sido usada para determinar la permeabilidad al oxígeno de ocho lentes de contacto del tipo hydrogel, todas ellas de uso comercial, a la temperatura de 19°C. Esta se ha determinado a partir de las medidas de la transmisibilidad y del espesor central de la lente. El método seguido está basado en la técnica descrita por Fatt y Hellen (1); en su desarrollo han sido efectuados dos tratamientos experimentales diferentes (2).

Los valores obtenidos en cada tratamiento se han comparado entre sí, y con los obtenidos por diferentes investigadores (3-5). Por otro lado, se han estudiado las variaciones que sufren las medidas de permeabilidad cuando se sustituye la disolución de NaCl (ac) al 0.9 % por agua bidestilada. Finalmente, hemos obtenido el coeficiente de difusión del oxígeno para cada material que compone la lente a partir del método de tiempo de retardo ("time-lag"), con la finalidad de determinar el material que ofrece menor resistencia al paso de oxígeno.

1. INTRODUCCION

En un trabajo precedente (2) se determinaba la transmisibilidad y permeabilidad al oxígeno en lentes de contacto mediante métodos potencioestáticos, usando diferentes técnicas de trabajo. Allí el número de lentes observadas no era muy grande.

Siguiendo la misma línea de trabajo, en el presente estudio ponemos nuevamente de manifiesto la reproducibilidad de los resultados mediante las técnicas empleadas anteriormente, pero ahora completamos nuestro trabajo realizando un análisis para un mayor número de lentes de diferentes casas comerciales. Asimismo determinamos el coeficiente de difusión para

cada lente y estudiamos el comportamiento de cada una de ellas al tratarla con agua bidestilada frente a la solución salina empleada anteriormente (2), con la finalidad de estudiar la influencia que tiene la presencia de cloruros en el proceso de difusión del oxígeno en el sistema lente-disolución.

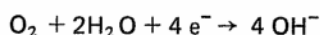
La permeabilidad no es constante para un material dado, siendo función de la temperatura, de la presión y del espesor de la membrana (6-7). Esta ha sido generalmente determinada en fase gaseosa. Sin embargo, en el caso de lentes de contacto, se determina en fase líquida.

Diferentes investigadores (8-9) han observado, que la falta de oxígeno provoca un hinchazón del epitelio corneal. Aunque el consumo de oxígeno en la córnea es diferente para cada metabolismo, podemos decir que, en consumo normal, la cantidad de oxígeno que necesitamos es de unos $1.67 \times 10^{-6} \text{ cm}^3$ de $\text{O}_2/\text{cm}^2 \cdot \text{s}$, siendo el consumo mínimo de $0.7 \times 10^{-6} \text{ cm}^3$ de $\text{O}_2/\text{cm}^2 \cdot \text{s}$ (9-11) dependiendo éste fundamentalmente de la presión del oxígeno sobre la córnea.

Al situar la lente de contacto sobre la córnea estamos variando el consumo normal del oxígeno. Por tanto, en función de las características de la lente en cuanto a la difusividad de las moléculas a su través y de la reproducibilidad de los resultados, seremos capaces de aconsejar qué tipo de lentes y qué materiales son los más aptos, desde el punto de vista físico, para su uso como lentes de contacto.

El flujo de oxígeno a través de las lentes se determina a partir del registro obtenido de la intensidad de corriente en una célula potencioestática. El método está basado en la observación de que cuando se mantiene una superficie de material inerte (oro) a un potencial eléctrico de 0.7 a 0.8 V con respecto a un electrodo de referencia (Ag), todo el oxígeno que llega al cátodo es inmediatamente reducido a iones OH^- (1).

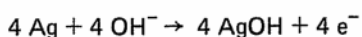
Las reacciones producidas en los electrodos son: en el cátodo:



en el ánodo: a) para una disolución de $\text{NaCl}(\text{ac})$ al 0.9%:



b) para una disolución de agua bidestilada



Al reducirse el oxígeno que llega al cátodo, se generará una corriente eléctrica cuya medida nos

proporciona información de dicha cantidad de oxígeno lo que nos permite a su vez determinar la transmisibilidad y permeabilidad de las lentes de contacto.

2. FUNDAMENTOS TEORICOS

Todos los métodos de medida de la permeabilidad al oxígeno, determinan el flujo J de oxígeno a través de la muestra de espesor L en presencia de una diferencia de presiones o concentraciones como fuerza impulsora.

El proceso de transporte del oxígeno se describe introduciendo la presión parcial p del aire que se encuentra en equilibrio con la fase líquida y que determina la concentración del oxígeno. Al estar relacionadas ambas magnitudes por la ley de Henry, podemos escribir para dicho transporte que:

$$J = -Dk \frac{\partial p}{\partial x} \quad [1]$$

donde D es el coeficiente de difusión del oxígeno en el sistema lente-disolución, k es el coeficiente de solubilidad del gas y x la distancia en la dirección normal a la lente.

Teniendo en cuenta la conservación de la masa resulta que:

$$\frac{\partial p}{\partial t} = D \frac{\partial^2 p}{\partial x^2} \quad [2]$$

siendo t el tiempo.

La solución $p(x,t)$ de la ecuación [2], bajo las condiciones de contorno descritas en la figura 1, es (12):

$$p(x,t) = \Delta p \left[\frac{x}{L} + \frac{2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{(-1)^n}{n} \text{sen} \frac{n\pi x}{L} e^{-(n^2 \pi^2 D t)/L^2} \right] \quad [3]$$

siendo $\Delta p = 155 \text{ mm de Hg}$, la diferencia de presiones a ambos lados de la lente (que coincide con la presión parcial del oxígeno en el aire, p^0 , ya que en el electrodo el valor de ésta es nulo). La diferencia de presiones a ambos lados de la lente se considera como la existente entre la membrana más las dos capas límites (Véase fig. 1). Ahora bien, la solución de la ec. [2] corresponde a la membrana, no teniendo en cuenta las capas límites. La justificación de este hecho se discute en el apéndice.

La cantidad de oxígeno transportado $m(t)$, desde $x = L$ hasta $x = 0$ durante el tiempo t , considerando que el área efectiva de la lente es $A = (14.25 \pm 0.13) \times 10^{-2} \text{ cm}^2$ (igual a la del cátodo), es:

$$\frac{m(t)}{A} = \int_0^t J(x=0, \tau) d\tau = - \frac{Dk}{L} \quad [4]$$

$$\Delta p \left[t - \frac{2L^2}{\pi^2 D} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{(-1)^n}{n^2} (e^{-(n^2 \pi^2 D t)/L^2} - 1) \right]$$

donde hemos supuesto para D un valor uniforme en el sistema descrito en la figura 1.

Para el estado estacionario tendremos:

$$\frac{m(t)}{A} = - \frac{Dk}{L} \Delta p \left(t - \frac{L^2}{6D} \right) \quad [5]$$

De la ecuación [5] resulta obvio que la variación de la cantidad de oxígeno transportado por unidad de área con el tiempo, t , debe ser lineal para valores grandes de t , siendo la pendiente $(Dk\Delta p/L)$ y el punto de intersección con el eje de abscisas, $\tau = L^2/6D$ el denominado tiempo de retardo ("time-lag").

En el estado estacionario se cumple que

$$I = -\nu F A J \quad [6]$$

donde I es la corriente eléctrica debida al proceso de difusión del oxígeno (la llamaremos corriente de difusión), $\nu = 4$ es el número de electrones intercambiados en la reacción catódica y $F = 96500 \text{ C/mol}$. El signo menos proviene de las condiciones de contorno impuestas en la figura 1, las cuales implican $J < 0$.

Combinando las ecs. [4], [5] y [6] resulta:

$$I(t \rightarrow \infty) = \nu F A \left(\frac{Dk}{L} \right) \Delta p \quad [7]$$

Al término (Dk/L) se le denomina transmisibilidad y al producto Dk , permeabilidad. Es decir:

$$P = Dk = \frac{IL}{\nu F A \Delta p} \quad [8]$$

A partir de las medidas de la intensidad en el estado estacionario y del espesor de la zona central de las lentes, podremos determinar la permeabilidad, ya que el producto $\nu F A$ es una constante de la célula y en particular del electrodo utilizado.

3. DETERMINACION DEL COEFICIENTE DE DIFUSION D

El coeficiente de difusión lo hemos obtenido a partir de las medidas del tiempo de retardo, τ . Teniendo

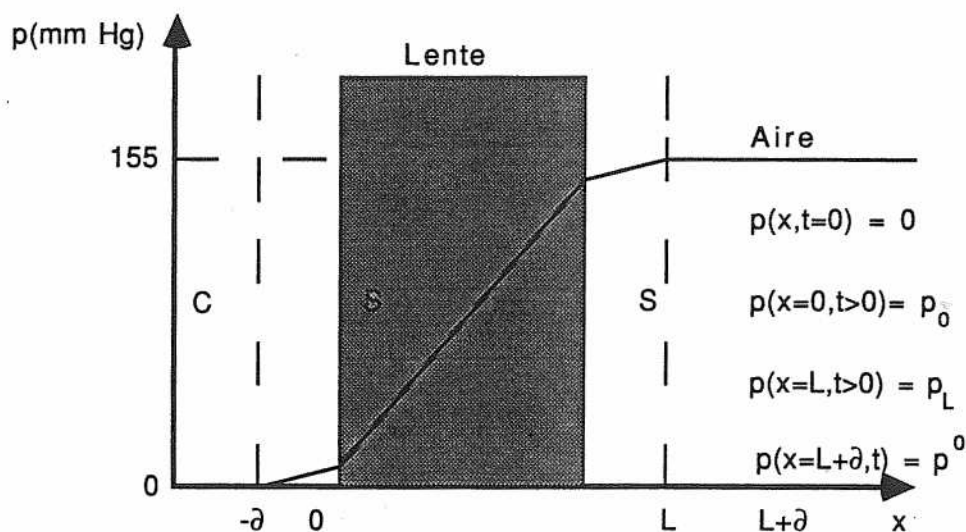


Fig. 1.— Esquema del gradiente de presiones en la célula. S: solución. C: cátodo. L: espesor.

en cuenta las ecuaciones [4-7] se deduce que:

$$D = \frac{L^2}{6\tau} = \frac{L^2}{6(Lt_0 - q)} \quad [9]$$

donde t_0 es el tiempo que ha durado la experiencia y q es la carga transportada en la célula potencioestática.

4. EQUIPO DE MEDIDA Y MATERIALES ESTUDIADOS

Para la medida de las intensidades de corriente hemos utilizado un potencioestado de la marca Createch modelo 201T cuya célula ha sido específicamente diseñada por la casa Rheder Development Co.

Los materiales estudiados han sido ocho lentes de contacto comerciales. Seis eran de metacrilato de 2-hidroxietilo (2-HEMA) facilitadas por las firmas Lenticon, Eurolent y Bausch&Lomb. Este material es un monómero comercial que contiene impurezas de etilenglicol, ácido metacrílico y, principalmente, de dimetacrilato de etilenglicol (13). Y finalmente dos comonómeros de metacrilato de 2-hidroxietilo con N-vinil-2-pirrolidona (2-HEMA/VP) de la casa Barnes Hind, comercializadas con el nombre de Hydrocurve II.

Las características más significativas de estas lentes de contacto se dan en la tabla I.

Los espesores de las lentes se han medido mediante un micrómetro. En la tabla I aparecen los valores medios de las diez medidas efectuadas en la zona central de la lente cuya área es igual a la del cátodo.

5. ANALISIS DE RESULTADOS Y DISCUSION

Al cubrir los electrodos con las lentes de contacto, hemos operado bajo dos condiciones de trabajo diferentes (2):

1. sin someter a la lente a ningún tratamiento previo, exponiéndola directamente al aire ambiente; y
2. desoxigenándola previamente al someterla a una atmósfera de nitrógeno.

Operando tanto en un caso como en el otro hemos obtenido la intensidad en el estado estacionario; sustituyéndola en la ecuación [8] podemos determinar la permeabilidad.

En la tabla II, aparecen los valores medios obtenidos para las intensidades de difusión en cada una de las lentes estudiadas y para cada uno de los tratamientos empleados. Las columnas indicadas con las letras A, B y C representan respectivamente:

TABLA I

Características más importantes de cada lente

Marca	Composición	% Agua	Potencia (dp)	Espesor medio (mm)
Lenticon ₁	HEMA	40	-1.25	0.227±0.008
Lenticon ₂	HEMA	70	-7.00	0.168±0.004
Euroflex ₁	HEMA	38	-9.00	0.359±0.006
Euroflex ₂	HEMA	38	-4.50	0.285±0.012
Soflens ₁	2-HEMA	38.6	-0.50	0.251±0.014
Soflens ₂	2-HEMA	38.6	-2.00	0.186±0.007
Hydrocurve ₁	2-HEMA/MA	55	+0.50	0.196±0.008
Hydrocurve ₂	2-HEMA/MA	55	+0.50	0.224±0.011

HEMA: Metacrilato de hidroxietilo. 2-HEMA: Metacrilato de 2-hidroxietilo. 2-HEMA/MA: Metacrilato de 2-hidroxietilo con Vinilpirrolidona.

TABLA II

Intensidades de difusión obtenidas para cada una de las lentes estudiadas y para cada tratamiento A, B y C

Marca	(A) I(μ A)	(B) I(μ A)	(C) I(μ A)	T ($^{\circ}$ C)	N
Lenticon ₁	1.83 \pm 0.14	1.75 \pm 0.09	2.10 \pm 0.12	19 \pm 1	7
Lenticon ₂	2.15 \pm 0.24	2.32 \pm 0.17	2.60 \pm 0.14	18 \pm 1	4
Euroflex ₁	1.11 \pm 0.19	1.14 \pm 0.19	1.40 \pm 0.08	19 \pm 1	6
Euroflex ₂	1.47 \pm 0.24	1.54 \pm 0.15	1.88 \pm 0.14	18 \pm 1	5
Soflens ₁	1.37 \pm 0.08	2.26 \pm 0.10	1.71 \pm 0.10	19 \pm 1	4
Soflens ₂	2.17 \pm 0.08	2.26 \pm 0.10	2.35 \pm 0.12	19 \pm 1	4
Hydrocurve ₁	2.85 \pm 0.14	3.05 \pm 0.15	3.72 \pm 0.19	19 \pm 1	4
Hydrocurve ₂	2.51 \pm 0.23	2.87 \pm 0.18	3.25 \pm 0.18	18 \pm 1	4

A: Intensidad de difusión de las lentes humedecidas con solución salina de NaCl 0.9%, expuestas directamente al aire sin tratamiento previo.

B: Intensidad de difusión con sometimiento previo del sistema a una atmósfera de nitrógeno estando las lentes humedecidas con solución salina de NaCl 0.9%.

C: Igual que en el caso anterior pero sustituyendo la solución salina por agua bidestilada.

La temperatura, T, expresada en la tabla II se refiere a la temperatura media a la que hemos realizado las experiencias de cada lente. N es el número de mediciones efectuadas.

En las figuras 2 y 3 representamos las variaciones de intensidad con el tiempo registradas para cada lente y tratamiento. Dichas gráficas son una muestra de nuestras experiencias, habiéndose observado claramente una reproducibilidad en todas las medidas realizadas en cada uno de los tratamientos para todas las lentes de contacto. Este mismo hecho se pone de manifiesto también en los valores de las desviaciones que acompañan a los resultados en la tabla II.

A partir de los valores medios de las intensidades de difusión recogidos en la tabla II y de los espesores medidos indicados en la tabla I, hemos calculado la permeabilidad de cada lente aplicando la ecuación [8].

Los resultados obtenidos vienen dados en la tabla III.

Por A, B, C, E, F y G se indica:

(A) Igual que el caso A, tabla II, pero ahora referido a permeabilidad.

(B) Igual que el caso B, tabla II.

(C) Igual que el caso C, tabla II.

(E) Valores teóricos de permeabilidad dados por otros investigadores (3-5).

(F) Coeficiente de difusión del oxígeno para la lente tratada como en (B).

(G) Coeficiente de difusión del oxígeno para la lente tratada como en (C).

De los resultados que se dan en la tabla III se deduce que existe una clara coincidencia entre las experiencias efectuadas sin tratamiento previo (A) y las realizadas bajo sometimiento del sistema a una desoxigenación mediante la exposición de este bajo una atmósfera de nitrógeno (B), tal y como ya se indicó en un trabajo anterior (2).

Los valores más elevados de la permeabilidad al utilizar agua bidestilada (C) en vez de solución salina, se deben a la mayor solubilidad del oxígeno en un agua exenta de iones. Resultados similares han sido obtenidos por otros investigadores (14).

TABLA III

Valores experimentales obtenidos para la permeabilidad ($P = Dk$) y coeficiente de difusión D

Lente	(A) Dk(*)	(B) Dk(*)	(C) Dk(*)	(E) Dk(*)	(F) D(**)	(G) D(**)
Lenticon ₁	10.9±0.9	10.4±0.9	12.5±1.2	-	2.64	3.15
Lenticon ₂	9.5±1.9	10.2±1.4	11.5±1.2	-	2.35	2.76
Euroflex ₁	10.5±1.9	10.8±1.9	13.2±0.9	9.5	2.31	3.56
Euroflex ₂	11.0±2.0	11.5±1.6	14.1±1.7	9.5	2.84	3.16
Soflens ₁	9.0±1.5	11.0±0.9	11.5±1.2	10	2.62	3.08
Soflens ₂	10.6±0.9	11.0±0.9	11.5±1.2	10	2.83	3.16
Hydrocurve ₁	14.7±1.4	15.7±1.6	19.2±1.9	19	3.84	4.67
Hydrocurve ₂	15±2	16.9±1.9	19±2	19	4.12	4.86

(*) $\times 10^{-11}$ (cm^3 de $\text{O}_2 \cdot \text{cm} / \text{cm}^2 \cdot \text{s} \cdot \text{mm de Hg}$). (**) $\times 10^{-7}$ cm^2/s .

La permeabilidad, de acuerdo con su definición, es una magnitud intrínseca del material que compone la lente siendo independiente del espesor de ésta. Sin embargo no observamos, en general, que sea constante para un material dado. La temperatura y el espesor de la parte central de la lente son factores que pueden modificar el valor de la permeabilidad, ya que este coeficiente fenomenológico depende de dichos factores (6-7).

Los valores más elevados de permeabilidad se dan en las lentes de mayor potencia, aunque esto se aprecia con mayor claridad al comparar las lentes de un mismo fabricante y del mismo material. Asimismo se observa que la permeabilidad aumenta con el contenido de agua de la lente (Veáanse las columnas B y C de la tabla III).

Al comparar los valores de permeabilidad dados en la tabla III con los de otros investigadores (3-5) y (15), columna (E), hemos podido comprobar la bondad de las técnicas experimentales empleadas y la reproducibilidad de los resultados. Las diferencias existentes deben ser debidas en su mayor parte a que la temperatura a la cual se han realizado las medidas en este trabajo (19°C) difiere de la empleada por dichos autores. Por otro lado si comparamos los resultados con los que se pueden deducir al aplicar la ecuación empírica que relaciona la permeabilidad con el contenido de agua de las lentes (3),

se observan ligeras diferencias, siendo éstas más importantes cuando la solución empleada contiene iones. Pensamos que las causas de tales diferencias están en la temperatura, el efecto de los espesores de las capas límites y la posible variación del grado de humedad de las lentes en cada una de las medidas efectuadas.

De todas las lentes estudiadas, las que presentan una combinación de permeabilidad, porcentaje de agua y grosor necesaria para proporcionar la mayor transmisibilidad y permeabilidad al oxígeno son las de la marca Hydrocurve II.

Hemos procurado, tal y como se observa en las figuras 2 y 3 que el régimen estacionario haya sido alcanzado. Ahora bien el tiempo transcurrido hasta lograrlo es diferente en cada experiencia incluso para un mismo tratamiento en cada lente. Cuando la técnica empleada es la de someter al sistema a una atmósfera de nitrógeno el tiempo transcurrido es superior. Que los valores encontrados para la permeabilidad sean deducidos de las intensidades de corriente registradas en el estado estacionario es de vital importancia para que los resultados obtenidos sean correctos, desde el punto de vista de las ecuaciones físicas aplicadas (16-17).

A lo largo de nuestros estudios hemos podido constatar que el tiempo que tarda en lograrse el régimen estacionario en cada lente y para cada uno de los

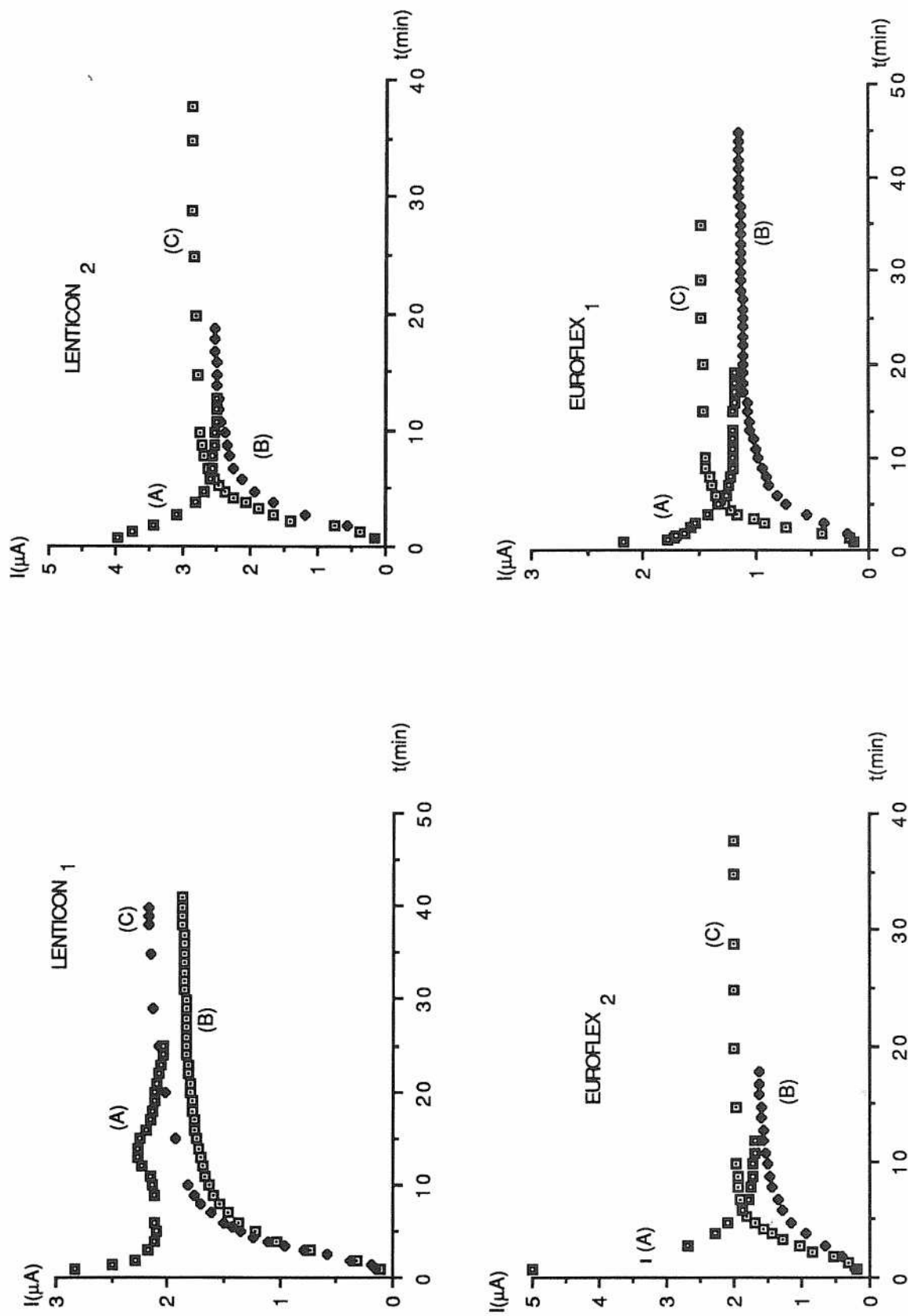


Fig. 2.— Variación de la intensidad con el tiempo. (A) Lente humedecida con solución salina y expuesta directamente al aire. (B) Lente sometida a una desoxigenación bajo una atmósfera de nitrógeno y humedecida con solución salina. (C) Lente humedecida con agua bidestilada y desoxigenada con una atmósfera de nitrógeno. (a) Lenticon₁. (b) Lenticon₂. (c) Euroflex₁. (d) Euroflex₂.

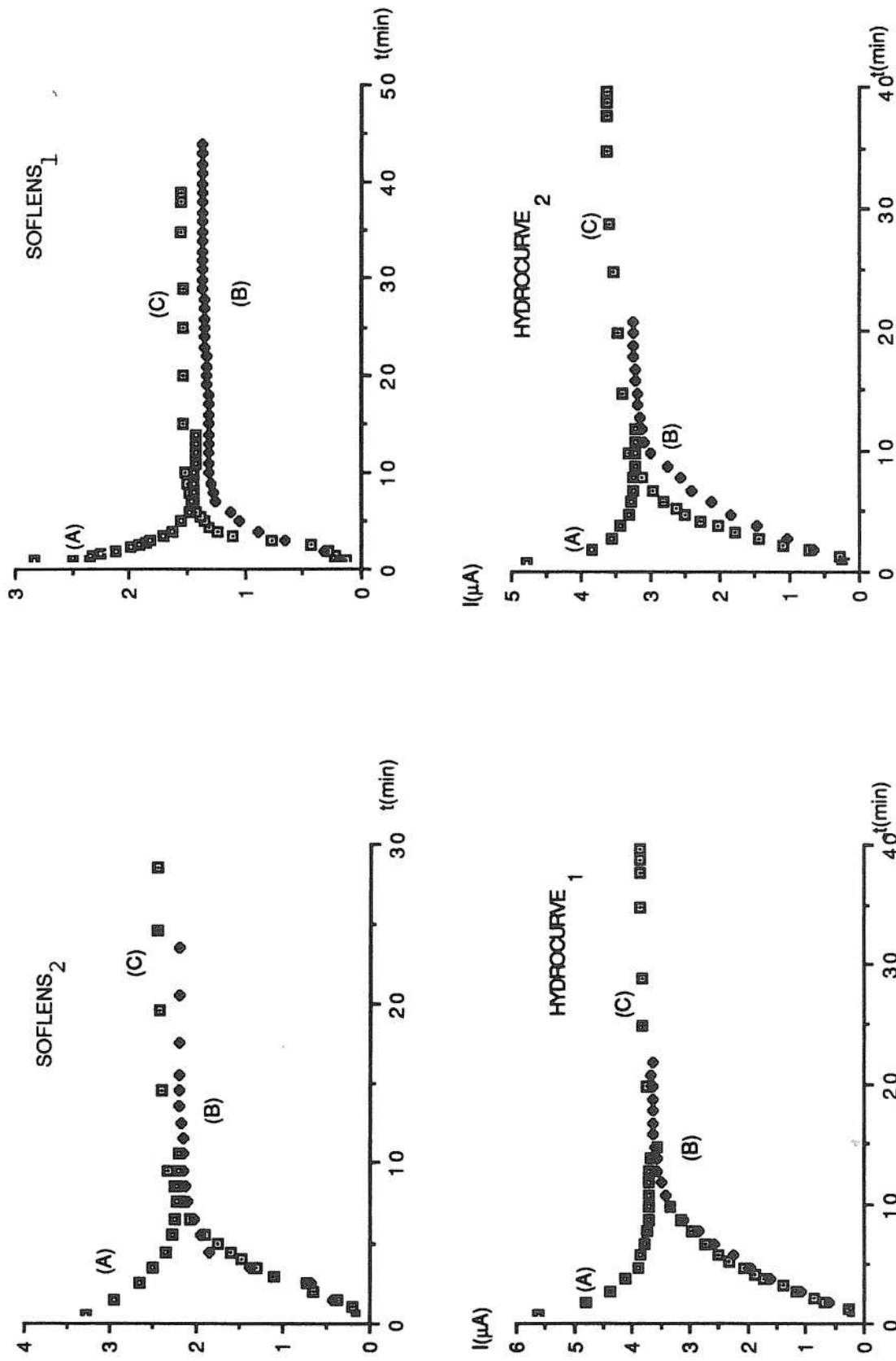


Fig. 3.— Variación de la intensidad con el tiempo. (A), (B) y (C) tiene el mismo significado que en la figura 2. (a) Soflens₁. (b) Soflens₂. (c) Hydrocurve₁. (d) Hydrocurve₂.

tratamientos, es diferente, siendo generalmente entre tres y cinco minutos excepto para las lentes de la marca Euroflex en las que dicho tiempo era mayor. Ello puede ser debido a la propia singularidad de las lentes: rigidez, tamaño de los huecos entre las moléculas del polímero, etc. También pueden ser debido a las impurezas presentes como el etilenglicol, ácido metacrílico y la vinilpirrolidona, que cambian la velocidad de las moléculas de oxígeno en el proceso de difusión. Además debido a la omisión de la composición de las lentes del mercado, no sabemos si una lente de una material 2-HEMA para un fabricante tiene la misma composición que para otro y lo mismo sucede para las demás lentes.

Por último hemos obtenido el valor del coeficiente de difusión D a partir del método de tiempo de retardo ("time-lag"). Para ello se ha calculado la carga total transportada en la célula potencioestática a partir del registro de la variación con el tiempo de la intensidad de corriente hasta lograrse el régimen estacionario. A partir de la ecuación [9] hemos obtenido el coeficiente de difusión para el sistema lente-disolución.

APENDICE

En este trabajo hemos manejado unos valores para el coeficiente de difusión D , la permeabilidad $P = DK$ y la diferencia de presiones $\Delta p = 155$ mm Hg, que deben considerarse como asociados al sistema lente-disolución. Ahora bien la solución de la ec. [2] (ecuación [3]) está restringida a la membrana y por tanto no tiene en cuenta explícitamente las capas límites.

Para justificar esta omisión se analiza aquí con mayor detalle el proceso de difusión en la membrana y en las capas límites (18-19).

Una extensión del criterio dado en (18) para establecer quién efectúa el control del proceso de difusión (la membrana o las capas límites), se basa en estimar el cociente

$$\frac{(Dk) p^0 L}{(\overline{Dk}) \bar{p} \delta} \quad (\text{A.1})$$

donde (\overline{Dk}) y (Dk) son las permeabilidades para la lente y para la disolución, respectivamente; p^0 y \bar{p} son las presiones parciales medias del oxígeno en el aire en equilibrio con la solución y en la membrana; L y δ son los espesores de la membrana y capas límites, respectivamente. Si el cociente (A.1) es muy superior a la unidad, se puede afirmar que el gradiente de presiones está básicamente confinado a la membrana.

Los valores encontrados para D se recogen en las columnas (F) y (G) de la tabla III. Por (F) indicamos los valores del coeficiente de difusión cuando la solución empleada es de NaCl(ac) y por (G) cuando hemos utilizado agua bidestilada. Se observa que D aumenta con el contenido en agua y que las lentes de la marca Hydrocurve II que contienen vinilpirrolidona ofrecen menor resistencia al paso de oxígeno en comparación con las demás, (su coeficiente de difusión es de hasta un 44% superior al obtenido en el caso de las lentes Lenticon y Euroflex cuya composición es 2-HEMA, tanto cuando se utiliza en el estudio agua bidestilada como solución salina). Finalmente, al comparar los valores de D en cada tipo de lentes que representan a una casa comercial diferente, las discrepancias entre los valores encontrados es del orden del 10%. Estos pueden ser perfectamente debidos a las dificultades que se presentan a la hora de simular las mismas condiciones experimentales de trabajo, al espesor de las capas límites, a las fluctuaciones de la presión y de la temperatura, y a la disminución de la humectabilidad de las lentes.

La permeabilidad asignada a una solución de agua pura es 79×10^{-11} (cm^3 de $\text{O}_2 \cdot \text{cm}/\text{cm}^2 \cdot \text{s} \cdot \text{mm Hg}$); $p^0 = 21\%$ de la presión atmosférica (155 mm de Hg); los espesores de las membranas (tabla I) son superiores en un orden de magnitud a los valores típicos para δ (14). Con los datos anteriores y a partir de la permeabilidad encontrada para cada lente (tabla III), podemos sustituir órdenes de magnitud en la ecuación (A.1). Se obtiene así que el cociente anterior vale:

$$10^2 \left(\frac{p^0}{\bar{p}} \right) \quad (\text{A.2})$$

Teniendo en cuenta que $p^0 \geq p$ (membrana) (Nótese que el perfil para \bar{p} es lineal, que $L \gg \delta$, y que $(Dk) \gg (\overline{Dk})$) entonces el cociente (A.2) es siempre mucho mayor que la unidad en nuestro estudio.

Es por ello por lo que podemos afirmar que, en primera, pero razonable aproximación, las capas límites pueden omitirse, y la solución de la ec. [2] puede considerarse como válida en nuestro desarrollo.

Una estimación similar podría realizarse a partir de la expresión para el flujo de oxígeno en el estado estacionario,

$$-(Dk) \frac{(p^0 - p_L)}{\delta} \cong \frac{I}{\nu FA} \quad (\text{A.3})$$

Llevando a la ec. (A.3) valores típicos involucrados en nuestro trabajo se encuentra que las presiones parciales del oxígeno p^0 y p_L son sólo ligeramente diferentes, con lo que la omisión de las capas límite parece razonable.

BIBLIOGRAFIA

1. I. FATT y R. St. HELLEN: *Am. J. Optom. Physiol. Opt.*, **48**, 545 (1971).
2. V. COMPAÑ, J. GARRIDO, E. SORIANO y P.V. OLCINA: *Opt. Pur. Apl.* (Aceptado para su publicación).
3. I. FATT y J. CHASTON: *Inter. Contact Lens Clinic*, **9(2)**, 76 (1982).
4. W.R. ROSCOE y S.W. GRAEME: *Invest. Ophthalmol. & Vis. Sci.*, **25**, 1451 (1984).
5. W.R. ROSCOE y S.W. GRAEME: *Amer. J. of Optometry & Physiol. Optics*, **61**, 538 (1984).
6. S.T. HWUANG, T.E.S. TANG y K. KAMMERMEYER: *J. Macromol. Sci. Phys.*, **B5(1)**, 1 (1971).
7. S.T. HWUANG, T.E.S. TANG y K. KAMMERMEYER: "Polymer Science and Technology" (*Plenum Press*, Vol. (6), N.Y., 1974).
8. I. FATT: *Contact Lenses Forum*, **4(8)**, 99 (1979).
9. B.A. WEISSMAN: *Inter. Contact Lens Clinic*, **9(2)**, 89 (1982).
10. R.B. MANDELL y R. FARRELL: *Invest. Ophthalmol. & Vis. Sci.*, **19**, 697 (1980).
11. K.A. POLSE, B.A. HOLDEN y D. SWEENEY: *Arch. Ophthalmol.*, **101**, 1038 (1983).
12. J. CRANK: "The Mathematics of Diffusion" (*Oxford University Press*, London, 1975, pags. 49-51).
13. E.L. MADRUGA y J. SAN ROMAN: *Revista de Plásticos Modernos*, No. **377**, 675 (1987).
14. M.F. REFOJO y F.L. LEONG: *J. Membr. Sci.*, **4**, 415 (1979).
15. N.A. BRENNAN, N. EFRON y B.A. HOLDEN: *Clinical & Experimental Optometry*, **69(3)**, 82 (1986).
16. J.H. PETROPOULOS y C. MYRAT: *J. Membr. Sci.*, **2**, 3 (1977).
17. J.H. PETROPOULOS: *J. Membr. Sci.*, **31**, 103 (1987).
18. F. HELFFERICH: "Ion Exchange" (*McGraw-Hill*, 1962, pags. 346-349).
19. S. MAFE, V.M. AGUILELLA y J. PELLICER: *J. Membr. Sci.*, **36**, 497 (1988).

★ ★ ★

AGRADECIMIENTOS

Los autores de este trabajo quieren agradecer a la A.I.D.O. (Asociación Industrial de Optica), en la persona del Prof. Dr. D. Mariano Aguilar Rico por la donación de las lentes de contacto y permeómetro utilizado en nuestro trabajo. Asimismo, agradecemos a la CICYT la financiación recibida dentro del proyecto N°PB87-0016.