

January 2011

Evaluación del grado de deshidratación en diferentes lentes de hidrogel usados durante diez horas

Diana Valeria Rey Rodríguez

Universidad El Bosque, publicaciones@lasalle.edu.co

Follow this and additional works at: <https://ciencia.lasalle.edu.co/svo>



Part of the [Eye Diseases Commons](#), [Optometry Commons](#), [Other Analytical, Diagnostic and Therapeutic Techniques and Equipment Commons](#), and the [Vision Science Commons](#)

Citación recomendada

Rey Rodríguez DV. Evaluación del grado de deshidratación en diferentes lentes de hidrogel usados durante diez horas. *Cienc Tecnol Salud Vis Ocul.* 2011;(1): 11-18.

This Artículo de Investigación is brought to you for free and open access by the Revistas científicas at Ciencia Unisalle. It has been accepted for inclusion in *Ciencia y Tecnología para la Salud Visual y Ocular* by an authorized editor of Ciencia Unisalle. For more information, please contact ciencia@lasalle.edu.co.

Evaluación del grado de deshidratación en diferentes lentes de hidrogel usados durante diez horas

Estimation of Degree of Dehydration in Different Hydrogel Lenses Used During 10 Consecutive Hours

DIANA VALERIA REY RODRÍGUEZ*

RESUMEN

La deshidratación en lentes de contacto produce cambios en el material ocasionando alteraciones en las características del lente. *Objetivo:* evaluar el grado de deshidratación de tres diferentes tipos de lentes de contacto de hidrogel luego de diez horas de uso. *Materiales y métodos:* se evaluaron veinticuatro lentes de contacto de hidrogel: ocho de Polymacon, ocho de Ocufilecon D y ocho de Vasurfilecon A. Un lente de cada material fue evaluado mediante un método gravimétrico establecido por la norma ISO para determinar el contenido acuoso, los pacientes utilizaron un lente de contacto nuevo en cada ojo durante diez horas luego de las cuales se evaluó nuevamente el contenido de agua en el laboratorio para así establecer porcentajes de deshidratación. *Resultados:* el contenido acuoso del lente Polymacon evaluado fue de 41,83%, diferente al reportado por el fabricante (38,6%), con un valor $p = 0,015$. El lente Ocufilecon A indicó un valor de 58,81%, diferente al reportado por el fabricante (60%), con un valor $p = 0,006$. El lente Vasurfilecon indicó un valor igual a 74,0%, el cual fue el reportado por el fabricante, con un valor $p = 0,83$. Se usó nivel de significancia de 5%. El porcentaje de deshidratación promedio después de diez horas de uso, para el Polymacon fue del 12,1%; para Ocufilecon del 3,7% y para el Vasurfilecon A del 6,5%. *Conclusiones:* el lente de Vasurfilecon A reportó el mismo valor indicado por el fabricante. El lente de Ocufilecon A demostró menor deshidratación después de su uso, en relación con los demás lentes de hidrogel estudiados. No se encontró relación directa entre el contenido acuoso y el porcentaje de deshidratación.

Palabras clave:
deshidratación, lente de contacto de hidrogel.

ABSTRACT

Dehydration in contact lenses causes changes in the material, which provokes alterations in the lens' characteristics. *Objective:* To evaluate the degree of dehydration in three types of hydrogel contact lenses after ten consecutive hours of use. *Materials and methods:* 24 hydrogel contact lenses were evaluated: 8 Polymacon, 8 Ocufilecon D and 8 Vasurfilecon A. The lens was evaluated through a gravimetric method established by the ISO standards in order to determine the water content. Patients wore a contact lens in each eye for ten hours, after which the water content was once again evaluated at the laboratory in order to establish the dehydration percentages. *Results:* The water content of the Polymacon lens was 41.83%, which is different from the one reported by the manufacturer (38.6%), with a p-value of 0.015. The Ocufilecon A lens showed a value of 58.81% different from the one reported by the manufacturer (60%), with a p-value of 0.006. The Vasurfilecon lens showed a value of 74.0%, as reported by the manufacturer, with a p-value of 0.83. A significance level of 5% was used. The average dehydration percentage after ten hours of use for the Polymacon lens was 12.1%; 3.7% for the Ocufilecon; and 6.5% for the Vasurfilecon A. *Conclusions:* The Vasurfilecon A lens showed the same value reported by the manufacturer. The Ocufilecon A lens showed a lesser degree of dehydration after using it compared to the other hydrogel lenses under study. No direct link was found between the water content and the dehydration percentage.

Keywords:
hydrogel contact lens,
dehydration.

*Optómetra de la Universidad de La Salle. MSc. en Ciencias de la Visión, con énfasis en Lentes de Contacto y Cuidado Primario. Docente de la Universidad El Bosque.

INTRODUCCIÓN

Las propiedades fisicoquímicas de los lentes de contacto dependen de la composición de la cadena polimérica y de los radicales del material. La mayoría de los lentes de contacto presentan polímeros o copolímeros derivados de dos o más monómeros. La distribución de los monómeros en el polímero y el tamaño de las cadenas determinan las propiedades del material. Los lentes de contacto blandos han evolucionado constantemente debido al permanente estudio de los polímeros que constituyen el material, generando parámetros cada vez más tolerables para la salud visual y ocular del paciente. El uso del lente de contacto blando debe proporcionar de forma permanente el transporte adecuado de oxígeno a la córnea, ofrecer confort y, en su medida, reducir la adherencia a depósitos.

Dentro de las propiedades del lente de contacto se encuentra la *hidratación*, la cual varía de acuerdo a los monómeros que conforman cada polímero cuando se hidrata el polímero. Los espacios dentro del lente se agrandan, dejando que las sustancias solubles al agua entren y salgan del material. El hidroxietilmetacrilato (HEMA) es hidrofílico, debido a que contiene un grupo hidroxilo libre que puede unirse al agua. Los lentes con un contenido de agua mayor de 38% deben tener otros monómeros hidrofílicos que incrementen este valor. Algunos de los monómeros son: el ácido metacrilato, la N-vinil pirrolidona y la acrilamida, que contienen grupos carboxílicos que atraen agua (Efron, 2005).

DETERMINACIÓN DEL CONTENIDO DE AGUA

Para la determinación del contenido de agua de los lentes de contacto se han utilizado refractómetros, los cuales permiten la medición del índice de refracción, siendo inversamente proporcional el índice de refracción al contenido de agua del lente. Esta teoría se basa en un prisma de rayo de luz dentro del instrumento que se puede observar

a través del ocular. El índice de refracción bajo condiciones ambientales específicas es el seno del ángulo de incidencia dividido por el seno del ángulo de reflexión, y el ángulo en el que ocurre la reflexión interna es el resultado de la medida con el refractómetro (Pomares et ál., 1996).

Otra prueba para calcular el contenido de agua de un lente blando se hace mediante el método gravimétrico, recomendado por la norma ISO 10339:1997 como estándar para la obtención de este parámetro. El método consiste en pesar el lente de contacto en estado húmedo y hacerlo nuevamente tras su total deshidratación por medio de calor. Así se obtiene la diferencia entre las dos medidas, lo que resultará en el porcentaje de agua en el interior del polímero (Morgan, 2003). La determinación del peso se debe realizar en una balanza analítica capaz de pesar 0,1 mg. El valor registrado en seco se debe dar por medio de la deshidratación del lente en un horno a una temperatura de 105 °C durante dieciséis horas. Luego de esto, se debe dejar enfriar en un desecador por treinta minutos, evitando que el lente absorba nuevamente líquido del ambiente (Jones et ál., 2002).

DESHIDRATACIÓN Y CONTENIDO ACUOSO

González et ál. (2007) han estudiado la deshidratación que sufre el lente de contacto una vez es insertado en el ojo. Dentro de los diferentes estudios realizados, comparan de forma cuantitativa y cualitativa el comportamiento de deshidratación de los lentes de hidrogel de silicona frente a los de hidrogel convencional, en condiciones ambientales controladas, concluyendo que los lentes de hidrogel convencionales se deshidratan en mayor medida y de forma más rápida. También se ha comprobado que las condiciones ambientales, como aumento de la temperatura, flujo de aire y humedad, tienen un impacto significativo en la deshidratación, dando como resultado evaporación más rápida en los lentes convencionales

que presentan mayor contenido de agua (Jones et ál., 2002).

CAUSAS DE DESHIDRATACIÓN EN LOS LENTES DE HIDROGEL

El principal problema de los lentes de hidrogel es su deshidratación desde el momento en que se retiran del vial. La disminución del contenido de agua se da de forma rápida en los primeros quince minutos de uso inicial, debido a la evaporación del líquido que se encuentra en la parte anterior del lente. La deshidratación es inversamente proporcional a la humedad relativa del ambiente y a la frecuencia del parpadeo del paciente. Mientras que es directamente proporcional a la temperatura y al contenido de agua del lente. Después de utilizar el lente de hidrogel durante meses o años, la deshidratación permanente genera la formación de depósitos, que pueden dar lugar a reacciones inmunológicas así como a efectos de toxicidad producidos por los conservantes atrapados en la matriz del polímero (Saona, 2006). En la tolerancia de los lentes de contacto influyen varias condiciones atmosféricas, tales como: la sequedad o humedad ambiental, la temperatura, el viento, la contaminación y la presión atmosférica. La deshidratación de los lentes de hidrogel aumenta en lugares con humedades relativas bajas y presiones atmosféricas altas (Saona, 2006).

La estabilidad lagrimal es un factor importante para el mantenimiento de la fisiología ocular y es esencial para el éxito en la adaptación de lentes de contacto. Además, para un uso confortable es necesario que el lente de contacto tenga una

superficie limpia y humectable. La película lagrimal en el uso de lentes de contacto cumple varias funciones, dentro de las cuales se encuentran permitir el movimiento del lente de contacto durante el parpadeo, facilitar el intercambio de gases y desechos metabólicos entre córnea y lente e hidratar la matriz y humectar las superficies de los lentes. La reducción del confort es principalmente causada por la evaporación de la película lagrimal prelente de contacto, que lleva a la deshidratación de la superficie del lente y posteriormente a una pérdida de fluido lagrimal de su matriz. Esta es la causa de la tinción de la superficie corneal anterior por evaporación.

MATERIALES Y MÉTODOS

La muestra estuvo conformada por doce lentes de pacientes, entre hombres y mujeres, con edades comprendidas entre dieciocho y treinta años. Dentro de los requisitos para la selección de pacientes se tuvo en cuenta: valores en Schirmercon anestesia iguales o mayores a 6 mm en cinco minutos en cada ojo, valores en BUT mayores a diez segundos en cada ojo (Jack, 2009), superficie ocular normal, ametropías entre -1,00 esf y -4,00 esf; sin enfermedades: inmunológicas, disfunción lagrimal, cirugía refractiva, patologías de superficie ocular, alergias y consumo de medicamentos que afecten la película lagrimal.

LENTES DE CONTACTO

Se utilizaron lentes de hidrogel de bajo, medio y alto contenido de agua (ver tabla 1).

TABLA 1. Parámetros lentes de contacto de hidrogel

LENTE	MATERIAL	POLÍMERO	FDA	DK	DIÁMETRO	ESPEJOR	PODER	CASA COMERCIAL
Optima 38	Polymacon	HEMA	I	9	14,0	0,06	- 300	B & L
Biomedics XC	Ocufilcon A	HEMA PC	II	33	14,2	0,075	- 300	Cooper Vision
Precision UV	Vasurfilcon A	NVP - MMA	II	39,1	14,4	0,014	- 300	Ciba Vision

Fuente: Audrey Krensel.

PRUEBA PILOTO PARA DETERMINAR EL CONTENIDO DE AGUA DE LOS LENTES DE HIDROGEL

Antes de adaptar el lente de contacto, se realizó una prueba piloto con tres lentes de contacto de cada grupo para evaluar si el valor reportado del contenido de agua por el fabricante correspondía al medido en el laboratorio.

La determinación del contenido de agua de los lentes fue llevada a cabo en un laboratorio de ingeniería ambiental, en la Universidad El Bosque, con equipos como la balanza analítica. Este equipo fue previamente calibrado para garantizar la exactitud de las medidas. La manipulación de los equipos se realizó bajo la supervisión de un profesional en química. El procedimiento se realizó de acuerdo a la norma ISO 10339:1997, la cual establece el procedimiento mediante un método gravimétrico para determinar el contenido de agua del lente.

PROCEDIMIENTO ISO 10339:1997

Retirar el lente del blíster, secar con papel filtro Wathmann 1 hasta que el lente no contenga solución. Pesar el lente en la balanza analítica (Sartorius BP 210 D, Goettingen, Alemania, precisión 0,00001 g) (figura 1).



FIGURA 1. Balanza analítica Sartorius

Fuente: elaboración propia

Registrar el valor encontrado en la balanza que equivale al *peso húmedo*. Después, ubicar el lente en el horno a una temperatura de 105 °C por dieciséis horas (figura 2).



FIGURA 2. Horno

Fuente: elaboración propia

Retirar el lente del horno y ubicarlo en el desecador con sulfato de calcio anhidro (agente secante) por treinta minutos, con el fin de evitar que nuevamente recobre agua (figura 3).



FIGURA 3. Desecador con anhídrido de sulfato

Fuente: elaboración propia

Pesar nuevamente en la balanza analítica. Este valor equivale al *peso seco*. Después del procedimiento, aplicar la fórmula descrita en la ISO 10339:1997:

$$\text{Porcentaje de agua} = \frac{\text{peso húmedo} - \text{peso seco}}{\text{peso seco}} \times 100$$

PRUEBA PARA DETERMINAR EL CONTENIDO DE AGUA DESPUÉS DE LAS DIEZ HORAS DE USO

Se evaluaron veinticuatro lentes de contacto. En un mismo día se analizaron lentes de bajo, medio y alto contenido de agua. El paciente debía acercarse al laboratorio a las 7:00 am. Allí se retiró el lente del blíster y de inmediato fue insertado en el ojo del paciente, colocando en cada ojo un lente de contacto. Una vez cumplidas las diez horas de uso, se retiró el lente de contacto del ojo y se realizó nuevamente el procedimiento de acuerdo a la ISO 10339:1997.

RESULTADOS

El contenido de agua del lente Optima 38 (polymacon) fue de 41,83%, el cual fue diferente al reportado por el fabricante (38,6%), con un valor $p = 0,015$. El lente Biomedics XC (omafilcon A) indicó un valor de 58,81%, el cual fue diferente al reportado por el fabricante (60%), con un valor $p = 0,006$. El lente Precisión UV (vasurfilcon A) indicó un valor igual a 74,0%, el cual fue el reportado por el fabricante, con un valor $p = 0,83$. Estos tres valores se realizaron a un nivel de significancia de 5% (tabla 2).

Para determinar si existían diferencias entre el contenido de agua inicial frente al final se utilizó el promedio de porcentaje de los lentes después de diez horas de uso, encontrando para el Optima 38 (polymacon) un porcentaje del 36,75%; para el Biomedics XC (omafilcon A), un porcentaje de 56,60 % y para el Precisión UV (vasurfilcon A), un porcentaje de 69,19%, como se indica en la tabla 3, concluyendo, de acuerdo a la medida

cuantitativa registrada, que el lente omafilcon A perdió menor contenido de agua después de las diez horas de uso.

TABLA 2. Valores estadísticos de contenido de agua

LENTE DE CONTACTO	PROMEDIO CONTENIDO DE AGUA %	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	INTERVALO DE CONFIANZA 95 %		VALOR P
			LÍMITE INFERIOR	LÍMITE SUPERIOR	
Polymacon	41,83	0,64	40,23	43,44	0,015
Ocufilecon D	58,81	0,15	58,43	59,19	0,006
Varsurfilcon A	74,05	0,38	73,09	75,01	0,831

Fuente: elaboración propia

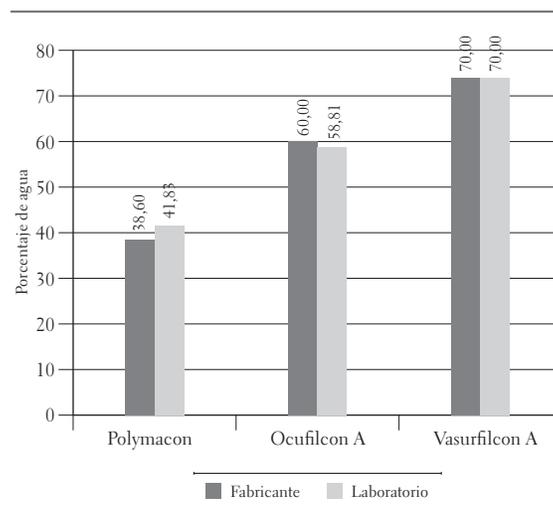


FIGURA 4. Comparación del contenido de agua reportado por el fabricante con el encontrado en el laboratorio

Fuente: elaboración propia

TABLA 3. Porcentaje de hidratación

MATERIAL LENTE DE HIDROGEL	PORCENTAJE DE CONTENIDO DE AGUA PROMEDIO REPORTADO POR EL LABORATORIO (%)	PORCENTAJE DE CONTENIDO DE AGUA PROMEDIO DESPUÉS DE 10 H. DE USO (%)
Polymacon	41,83	36,75
Omafilcon D	58,81	56,60
Varsurfilcon A	74,05	69,19

Fuente: elaboración propia

El porcentaje de deshidratación promedio después de diez horas de uso para el Optima 38 (polymacon) fue del 12,1%, para el omafilcon A (Biomedics XC), del 3,7% y para el Precisión UV (vasurfilcon A), del 6,5%.

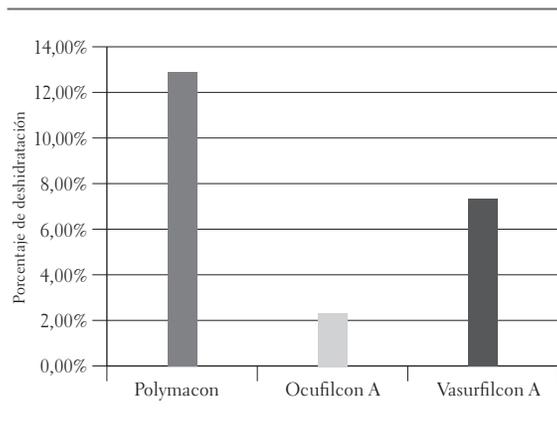


FIGURA 5. Porcentaje promedio de deshidratación en veinticuatro lentes de hidrogel después de diez horas de uso

Fuente: elaboración propia

De acuerdo con lo reportado, se concluye que los lentes omafilecon A después de diez horas de uso se deshidratan en menor cantidad con relación a los demás lentes de hidrogel estudiados.

DISCUSIÓN

Efron et ál. (1998) hacen referencia a que según la técnica utilizada para determinar el contenido de agua, se puede establecer el porcentaje de deshidratación, sobrestimando los valores en lentes de Hi Si con refractómetros manuales y automáticos. A pesar de ser una práctica fácil y rápida, ello arrojaría inexactitud en los resultados. Los valores de hidratación de los lentes de contacto obtenidos a partir del índice de refracción difieren más con relación a los obtenidos por gravimetría (Alemany, 2000). Es importante considerar además el tipo de estudio, si hace referencia a una evaluación *in vivo* o *in vitro*, debido a que los estudios *in vivo* podrían referir menor porcentaje de deshidratación, ya que solo la cara anterior del lente se encuentra expuesta a la atmósfera; el parpadeo frecuente durante el día permitiría mejorar la calidad de humectación y la capa lipídica de la película lagrimal evitaría la evaporación del agua. Jones et ál., en su trabajo del 2002, determinaron el contenido de agua *in vitro* en lentes de hidrogel mediante el método gravimétrico, demostrando que la tasa de pérdida de agua por evaporación en la superficie anterior

del lente es mayor en lentes de contacto con alto contenido hídrico.

Los usuarios de lentes de contacto de hidrogel experimentan sensación de sequedad hasta en un 50%, generando resistencia al uso y desmotivación. Los cambios que experimenta el lente son influenciados por el contenido de agua del material, el espesor, el periodo de uso, la interacción del agua dentro del polímero y la humectabilidad de la superficie (Jones et ál., 2002). Las propiedades de los lentes de contacto blandos, como el contenido de agua y la medida en que se deshidratan durante su uso, son factores determinantes en el rendimiento del lente, así como en la transmisibilidad de oxígeno a la córnea. Efron y Morgan (1999) compararon los cambios en el contenido de agua entre diferentes lentes de hidrogel, concluyendo mayor deshidratación en los lentes del grupo IV en la clasificación de la FDA.

Trabajos anteriores sugieren que la deshidratación del lente de contacto con omafilecon A es menor con relación a otros materiales con contenido de agua similar (Quesnel y Glasson, 2001).

Un estudio realizado en el 2003 evaluó el comportamiento clínico de los lentes omafilecon A en pacientes con síntomas de ojo seco, realizando una valoración de signos y síntomas a la semana, al mes y a las seis semanas, controlando y evaluando además la deshidratación del lente. Dentro de los parámetros a evaluar se tuvo en cuenta el test de Schirmer, presencia de disfunción de glándulas de meibomio, tinción con rosa de bengala y fluoresceína. Estos parámetros fueron comparados con varios lentes de contacto de hidrogel dentro de los cuales se encontraba Optima 38 (polymacon) y Precisión UV (vasurfilecon A). Como conclusión, el autor determinó menor sintomatología y evidencia de signos clínicos con el uso de omafilecon A, comparando que a menor deshidratación menor teñido corneal y reducción de los síntomas de sequedad (Cooper Vision Inc., 2003). Por lo anterior, la FDA permitió la indicación del omafilecon A para usuarios que experimentan sensación leve

a moderada de sequedad ocular, debido a la estabilidad que del lente de contacto durante su uso.

En la presente investigación, el lente Biomedics XC (omafilcon A) demostró menor deshidratación y un comportamiento más estable de hidratación después de su uso, con relación a los demás lentes de hidrogel mencionados. Este comportamiento se puede atribuir a que posee una molécula natural llamada *fosforilcolina*, la cual regula la biocompatibilidad en la membrana celular. Esta molécula atrapa el agua dentro y alrededor del lente, reteniendo el 96% de su contenido original aun después de diez horas de uso.

A diferencia de otros estudios, no se encontró relación directa entre el contenido de agua y el porcentaje de deshidratación. El Optima 38, con un porcentaje de agua de 38,6 %, se deshidrató en mayor proporción. A pesar de haber evaluado tres materiales de lentes de contacto, no es posible precisar la asociación entre el contenido de agua y el grado de deshidratación. Aunque el lente polymacon 38 mostró una deshidratación mayor con relación a los demás materiales, no se podría afirmar que todos los lentes de bajo contenido hídrico presenten el mismo comportamiento.

CONCLUSIONES

De acuerdo a lo reportado, se concluye que entre los lentes Optima 38 (polymacon), Biomedics XC (ocufilcon A) y Precision UV (vasurfilcon A), el lente Precisión UV (vasurfilcon A) reportó el mismo valor indicado por el fabricante. La diferencia entre el valor reportado por el fabricante y el obtenido en el laboratorio puede deberse al proceso de manipulación del lente, considerando un porcentaje de diferencia de 3,23% para los lentes polymacon, y un 1,19% para los lentes omafilcon A. También se podría asociar con el contenido de agua del lente, siendo más exacto en la toma de medida para lentes de alto contenido de agua. El lente Biomedics XC (omafilcon A) demostró menor deshidratación y un comportamiento más

estable de hidratación después de su uso, con relación a los demás lentes de hidrogel mencionados.

RECOMENDACIONES

Este estudio fue una evaluación sobre los valores cuantitativos de deshidratación del lente y, por lo tanto, se sugiere un posterior estudio para establecer relación entre los cambios del lente y las manifestaciones clínicas del paciente. Para futuros estudios, sería conveniente tener en cuenta el uso de soluciones que rehidraten el material, así como la evaluación del porcentaje de deshidratación después de estar sumergidos en solución de mantenimiento. En un tiempo no muy lejano, el hidrogel dejará de existir en el mercado comercial, por lo tanto, sería interesante retomar el estudio en lentes de contacto de hidrogel de silicona y así evaluar las propiedades de hidratación y las ventajas que gracias a la tecnología traen consigo.

REFERENCIAS

- Alemany, A. L. & Refojo, M. F. (2000). Comparative study of the hydration of hydrophilic contact lenses by refractive index and gravimetry. *Contact Lens Association of Ophthalmologists Journal*, 26(4), 200-203.
- Cabrera, J. & Velasco, M. (2005). Recovery of the water content of hydrogel contact lenses after use. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 25(5), 452-457.
- Efron, N. (2005). *Complicaciones de los lentes de contacto* (2ª ed., pp. 30-35). Madrid: Elsevier.
- Efron, N. & Morgan, P. B. (1999). Hydrogel Contact lens dehydration and oxygen transmissibility. *Contact Lens Association of Ophthalmologists Journal*, 25(3), 148-151.
- González-Meijome J. M., López-Alemany, A., Almeida, J. B. & Parafita, M. A. (2007). Qualitative characterization of the in vitro dehydration process of hidrogel contact lenses. *Inter Science*, 83(2), 512-526.
- González-Meijome, J. M., López, A., Almeida, J. B. & Parafita, M. A. (2008). Dynamic in vitro dehydration patterns of unworn and worn silicone hidrogel contact lenses. *Inter science*, 90(1), 134-138.

- International Organization for Standardization (ISO) 10339:1997. *Gravimetric determination of water content of hydrogel lens by loss on drying using conventional oven*.
- Jones, L., May, C. Nazar, L. & Simpson, T. (2002). In vitro evaluation of the dehydration characteristics of silicone hydrogel and conventional hydrogel contact lens materials. *ContLens Anterior Eye*, 25(3), 147-156.
- Kanski, J. (2009). *Oftalmología Clínica* (6a. ed.) (pp. 59-60). Madrid: Elsevier.
- Krensel, A. (s. f.) *Contact Lens Spectrum*. Recuperado el 20 de septiembre del 2010, de <http://www.clspectrum.com>.
- Milton, M. & Adrian, S. (2007). *Manual de prescripción y adaptación de lentes de contacto* (1a. ed.) (pp. 327-340). Madrid: Elsevier.
- Morgan, P. & Efron, N. (2003). In vivo dehydration of silicone hydrogel contact lenses. *Eye and Contact Lens*, 29(3), 173-176.
- Patrick, H. & J. (2008). Hidrogel o hidrogel de silicona. *Gaceta Óptica*, 424, 58-60.
- Pritchard, N. & Fonn, D. (1995). Dehydration, lens movement and dryness ratings of hydrogel contact lenses. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 15(4), 281-286.
- Pomares, M., Gracia Ruiz, P. & Hernández-Ros, M. T. (1996). Determinación del contenido en agua de las lentes de contacto de hidrogel. *Gaceta Óptica*, 292, 10-14.
- Saona-Santos, C. L. (2006). *Contactología clínica* (2a. ed.). Madrid: Elsevier. Recuperado el 1º de abril del 2010, de <http://books.google.com.co/books?id=sNSj6cEq26oC&pg=PA59&dq=HEMA%2B+SAONA+SAONTOS&cd=1#v=onepage&q=&f=false>.
- Theodore, P. & Grosvenor, T. (2004). *Optometría de atención primaria*. (4a. ed.) (pp. 457-458). Madrid: Elsevier.

Recibido: 21 de enero del 2011

Aceptado: 28 de febrero del 2011

CORRESPONDENCIA

Diana Valeria Rey Rodríguez

visionmedics@hotmail.com