

1-1-2010

Evaluación del grado de deshidratación en diferentes lentes de hidrogel usados durante 10 horas

Diana Valeria Rey Rodríguez
Universidad de La Salle, Bogotá

Follow this and additional works at: https://ciencia.lasalle.edu.co/maest_ciencias_vision

Citación recomendada

Rey Rodríguez, D. V. (2010). Evaluación del grado de deshidratación en diferentes lentes de hidrogel usados durante 10 horas. Retrieved from https://ciencia.lasalle.edu.co/maest_ciencias_vision/1

This Tesis de maestría is brought to you for free and open access by the Facultad de Ciencias de la Salud at Ciencia Unisalle. It has been accepted for inclusion in Maestría en Ciencias de la Visión by an authorized administrator of Ciencia Unisalle. For more information, please contact ciencia@lasalle.edu.co.

**EVALUACION DEL GRADO DE DESHIDRATACION EN DIFERENTES
LENTES DE HIDROGEL USADOS DURANTE 10 HORAS.**

Diana Valeria Rey Rodríguez

Tesis presentada a la Facultad de Ciencias de la Salud

Como requisito para optar al Grado de

Maestría en Ciencias de la Visión

Universidad de la Salle

Octubre, 2010

Dr. Fernando Ballesteros

MSc Ciencias de la Visión

Docente Universidad de la Salle

Dra. Marcela Mercado

MSc Epidemiología

Docente Universidad de la Salle

AGRADECIMIENTOS

A mis padres y a mi hermano por su invaluable apoyo, motivación, confianza durante el trayecto de mi carrera, por la dedicación de ellos en mis proyectos puedo terminar hoy satisfactoriamente este nuevo logro para mi vida profesional.

A mi esposo por ser incondicional y apoyarme en todas las decisiones de mi vida, por la paciencia y cariño con que acepto este reto que juntos decidimos comenzar.

A la Universidad El Bosque por poner a disposición las instalaciones físicas y el personal estudiantil para que gracias a ellos se llevara a cabo la investigación siempre de forma incondicional y atentos a cualquier requerimiento.

INDICE

LISTA DE TABLAS	5
LISTA DE FIGURAS	6
1. INTRODUCCION	11
2. MARCO TEORICO	13
2.1 COMPONENTES BASICOS EN UN LENTE DE HIDROGEL:	13
2.2 SISTEMA DE CLASIFICACION POR LA FDA	14
2.3 PROPIEDADES DE LOS LENTES DE HIDROGEL	17
2.3.1 PERMEABILIDAD (DK)	17
2.3.2 TRANSMISIBILIDAD (DK/t)	18
2.3.3 HIDRATACION:	20
2.3.3.1 DETERMINACION DEL CONTENIDO ACUOSO:	20
2.4 DESHIDRATACION Y CONTENIDO ACUOSO:	22
2.4.1 CAUSAS DE DESHIDRATACION EN LOS LENTES DE HIDROGEL: ...	24
2.4.1.1 FACTORES AMBIENTALES:	24
2.4.1.2 PELICULA LAGRIMAL	25
2.5 REHIDRATACION:	26
3. OBJETIVOS:	28
3.1 OBJETIVO GENERAL	28
3.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS	28
3.3 HIPOTESIS	29
4. MATERIALES Y METODOS:	30
4.2 POBLACION:	30
4.3 MUESTRA POBLACIONAL:	31
4.4 REQUISITOS PARA LA SELECCIÓN DE PACIENTES:	32
4.5 TECNICAS E INSTRUMENTOS PARA LA RECOLECCION DE DATOS: ...	32
4.6 PROCEDIMIENTO Y TECNICAS A EMPLEAR:	32
4.7 VARIABLES DE ESTUDIO:	38
5. RESULTADOS	39
6. DISCUSIÓN:	43
7. CONCLUSIONES:	47
8. RECOMENDACIONES:	49
9. BIBLIOGRAFIA:	50

LISTA DE TABLAS

1. Clasificación de la FDA para lentes de HIDROGEL
2. Valores de DK y DK/t de lentes de Contacto de Hidrogel
3. Parámetros de Lentes de Hidrogel
4. Variables
5. Valores estadísticos de contenido de agua
6. Porcentaje de deshidratación

LISTA DE FIGURAS

1. Relación DK y Contenido de agua en lentes de Hidrogel
2. Determinación del contenido de agua por Refractometria
3. Deshidratación en algunos lentes de hidrogel
4. Calculo tamaño de muestra
5. Papel Wathman 1
6. Balanza analítica Sartorius
7. Horno
8. Desecador con Anhidro de Sulfato
9. Contenido de agua reportado por el fabricante y el encontrado en el laboratorio.
10. Porcentaje de deshidratación

RESUMEN

La Deshidratación en Lentes de Contacto es considerada como la pérdida de agua generando cambios al interior del material, estas modificaciones en la química del lente ocasionan disminución del diámetro, alteración en la permeabilidad de los gases, diferencias en la curvatura y mayor predisposición de adherencia a depósitos. **Objetivo.** Evaluar el grado de deshidratación de 3 diferentes lentes de contacto de hidrogel después de ser usados durante 10 horas. **Materiales y Métodos.** Se utilizaron Lentes de contacto de hidrogel, Optima 38 (Polymacon), Biomedics XC (Ocufilecon A) y Precisión UV, (Vasurfilecon A). Se realizó una prueba piloto en el laboratorio para valorar el contenido de agua de los lentes mencionados y así comparar los valores encontrados, con el reportado por el fabricante. El lente fue evaluado mediante un método gravimétrico establecido por la norma ISO 10339:1997, determinando así el contenido de agua de los lentes de hidrogel. Posterior a este procedimiento los pacientes utilizaron un lente de contacto en cada ojo durante 10 horas, al terminar la jornada de uso, se evaluó nuevamente el contenido de agua en el laboratorio para así establecer porcentajes de deshidratación. Estos datos fueron consignados en planillas diseñadas especialmente para tal fin. Muestra Poblacional: Cálculo por comparación de medias con asignación desigual: 24 Lentes de Contacto. Requerimientos del paciente: Mayores de edad, sin Patologías de la superficie ocular, miopes con valores entre -100 y - 400 Sph. **Análisis estadístico:** Se realizaron análisis descriptivos para las variables cuantitativas, calculando las medidas de

tendencia central y de dispersión promedio. Las variables categóricas se calcularon en proporciones, con el fin de evaluar los grados de deshidratación entre los diversos materiales. Para comparar el contenido de agua del lente de contacto de hidrogel medido en el laboratorio frente al reportado por la casa comercial se utilizó el programa SPSS, para hallar el promedio, desviación estándar e intervalo de confianza. Se realizó una prueba **ANOVA** a un nivel de significancia del 5%. para comparar Los porcentajes de deshidratación de los tres lentes. **Resultados** El contenido de agua del lente Optima 38 (Polymacon) fue del 41.83% diferente al reportado por el fabricante (38.6%), con un valor p 0.015. Al igual el lente Biomedics XC (Omafilcon A) indico un valor de 58.81% diferente al reportado por el fabricante (60%), con un valor p 0.006. El lente Precisión UV (Vasurfilcon A) indico 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 %. El porcentaje de deshidratación promedio después de 10 horas de uso, Para el Polymacon (Optima 38) fue del 12.1%, para el Omafilcon A (Biomedics XC) del 3.7 % y para el Precisión UV (Vasurfilcon A) del 6.5%. **Conclusiones.** El lente Precisión UV (Varsulfilcon A) reportó el mismo valor indicado por el fabricante. El lente Biomedics XC (Omafilcon A) demostró menor deshidratación después de su uso, con relación a los demás lentes de hidrogel mencionados. A diferencia de otros estudios no se encontró relación directa entre el contenido de agua y el porcentaje de deshidratación.

Palabras Clave: Hidrogel, Deshidratación, Método Gravimétrico, Contenido acuoso.

ABSTRACT

Dehydration in contact lenses is considered as water loss generated inside the material changes, these changes in the chemistry of the lens resulting in decreased diameter, alteration in the permeability of gases, differences in the curvature and greater adherence predisposition deposits. Measuring water content of contact lenses can be made using a gravimetric method, which is to find the weight difference between an initial value called wet and then subjected to a controlled water loss and finding a final value called dry . The data obtained allow us to know the percentage of water from hydrogel lenses. Objective. To assess the degree of dehydration of three different hydrogel contact lenses after use for 10 hours. Materials and Methods. Were used hydrogel contact lenses, Optima 38 (Polymacon), Biomedics XC (Ocufilecon A) and Precision UV (Vasurfilecon A). A pilot test was conducted in the laboratory to assess the water content of the lens and mentioned and compare the values found, with that reported by the manufacturer. The lens was evaluated by a gravimetric method established by ISO 10339:1997, thus determining the water content of hydrogel lenses. Following this procedure the patients used a contact lens in each eye for 10 hours, at the end of the day of use, reassess the water content in the laboratory in order to establish rates of dehydration. These data were entered on forms specially designed for this purpose. (See annex). Population Sample: calculated by comparison of means with unequal allocation: 24 Contact Lenses. Patient Requirements: Seniors age without ocular surface pathologies, myopic with values between -100 and - 400 Sph. Statistical analysis: descriptive analysis was performed for quantitative variables, calculating measures of central tendency and dispersion average. Categorical variables were calculated as proportions, in order to assess the degree of dehydration between the different materials. To compare the water content of hydrogel contact lens measured in the laboratory compared to that reported by the commercial firm SPSS program was used to find the average, standard deviation and confidence interval. ANOVA test was conducted at a significance level of 5%. To compare percentages of the three lens dehydration. Results The water content lens Optima 38 (Polymacon) was different from 38.6% which was

reported by the manufacturer, with a p value 0.015. As the lens Biomedics XC (Omafilcon A) indicated a different value of 60.0% which was reported by the manufacturer, with a p value 0.006. The Lens Precision UV (Vasurfilcon A) indicated a value equal to 74 0.0% which was reported by the manufacturer with a p value of 0.83, three values were made at a significance level of 0.05%. The average percentage of dehydration after 10 hours of use, for the Optima 38 (Polymacon) was 12.1% for the Omafilcon A (Biomedics XC) of 3.7% and the Precision UV (Varsulfilcon A) of 6.5%. Conclusions. The Lens Precision UV (Varsulfilcon A) reported the same value specified by the manufacturer. The lens Biomedics XC (Omafilcon A) showed less dehydration and a more stable after use, in relation to other hydrogel lenses mentioned. Unlike other studies found no direct relationship between water content and percentage of dehydration.

Keyword: Hydrogel, Dehydration, gravimetric method, water content.

1. INTRODUCCION

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 determina 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 encontramos la **Hidratación**, una propiedad que varía de acuerdo a los monómeros que conforman cada polímero. El hidrogel es el componente principal del lente de contacto y dentro de sus características se encuentra la capacidad de absorber y retener agua, permitiendo la disolución de oxígeno atmosférico y el paso adecuado a través de esta fase acuosa. (Saona-Santos, 2006)

El contenido de agua que indica el fabricante en cada uno de los lentes de contacto se puede ver alterado durante el día por factores externos como el medio ambiente, generando cambios en las características químicas y físicas del material. Estudios in vitro han demostrado mayor evaporación del agua

cuando hay incremento en el flujo de aire, a diferencia en ambientes húmedos la deshidratación del lente de contacto es menor. (Jones, L. *et ál.*, 2002).

Para mantener la córnea fisiológicamente sana, un lente de contacto no debe interferir con la respiración de la córnea. La córnea con el ojo abierto recibe oxígeno del aire y con él cerrado lo recibe de la vascularización palpebral.

La baja transmisibilidad de oxígeno en los lentes de contacto de hidrogel ha sido durante mucho tiempo un patrón asociado con signos indicativos de hipoxia corneal y síntomas de sequedad e incomodidad ocular. Sin embargo, además de una reducción en los valores de permeabilidad, se ha demostrado relación directa con el contenido de agua. (Morgan. & Efron. 2003), demostrando que una disminución en el contenido de agua puede generar una disminución en el paso de oxígeno a la cornea, lo que conduciría a hipoxia corneal y daños sobre la superficie ocular.

La deshidratación no es solo pérdida de contenido acuoso, es una serie de cambios que experimenta el lente, como cambios en el diámetro, el movimiento y mayor predisposición a adherencia de depósitos. (Pritchard. & Fonn. 1995).

El objetivo de la presente investigación fue determinar de forma cuantitativa el porcentaje de deshidratación de los lentes Optima 38 (Polymacon), Biomedics XC (Ocufilecon A) y Precisión UV (Vasurfilecon A), evaluando la deshidratación durante el uso del lente para así lograr establecer porcentajes de deshidratación de acuerdo al contenido de agua de cada material. Esto con el fin de realizar una adaptación más consciente de acuerdo a los requerimientos de cada paciente, y así dar indicaciones de tiempo de uso para evitar manifestaciones clínicas posteriores.

2. MARCO TEORICO

2.1 COMPONENTES BASICOS EN UNLENTE DE HIDROGEL:

Los lentes de contacto blandos están fabricados con base en un polímero llamado hidrogel, su obtención se puede dar gracias a monómeros de igual o diferente naturaleza. Existen dos componentes básicos en un lente de contacto de hidrogel: el contenido acuoso y el polímero que forma la estructura del lente. El monómero básico es el HEMA (Hidroxietilmetacrilato) ligado con cadenas de etilenglicoldimetacrilato. El contenido hídrico neto del material de HEMA es de 38%, al incorporarle mas copolimeros como PVP (Polivinilpirrolidona) mejora sus propiedades químicas elevando el contenido de agua. Los lentes de contacto se fabrican con polímeros hidrofílicos que atraen agua. Cuando se hidrata el material los espacios dentro del lente se agrandan y se llenan de agua, dejando que las sustancias solubles al agua entren y salgan del material.(Milton & Adrian. 2007). Los hidrogeles son materiales poliméricos que poseen la capacidad de absorber agua y ser insolubles en ellos, cuando el lente de contacto retiene agua en su matriz aumenta considerablemente su volumen. (Saona-Santos, 2006).

En relación con la carga del polímero, la mayoría de los materiales hidrofílicos suelen tener una moderada naturaleza iónica. Los monómeros básicos considerados no iónicos, contienen alcoholes y amidas, en estos polímeros el agua es una combinación ligada con enlaces de hidrógeno, dentro de este grupo se encuentran: El HEMA (Hidroxietilmetacrilato) o polymacon, el MMA (Metilmetacrilato) y el NVP (N- Vinilpirrolidona). A diferencia de los monómeros

iónicos que contienen ácidos cargados negativamente con el fin de absorber agua. Dentro de este grupo se encuentran: El AC (ácido Carboxílico), AM (Ácido Metacrilato) y AA (Ácido Acrílico). (Saona-Santos CL, 2006).

2.2 SISTEMA DE CLASIFICACION POR LA FDA:

El sistema de clasificación dado por la FDA (Food and drug administration) se basa en el contenido acuoso y la carga iónica.

Tabla 1. Clasificación de la FDA para lentes de HIDROGEL

GRUPO I	GRUPO II	GRUPO III	GRUPO IV
Bajo contenido de Agua No Iónico	Alto Contenido de Agua No Iónico	Bajo Contenido de Agua Iónico	Alto Contenido de Agua Iónico
Tefilcon (38%) (Dk = 8.9) <ul style="list-style-type: none"> • Cibasoft • Illusions • Softint • STD • Torisoft • LL Bifocal 	Lidofilcon A(70%)(Dk = 31) <ul style="list-style-type: none"> • Acti Fresh 400 • CV 70 	Bufilecon A (45%)(Dk = 16) <ul style="list-style-type: none"> • Hydrocurve II 45 • Soft Mate B Deltafilecon A (43%)(Dk = 10) <ul style="list-style-type: none"> • Amsoft • Amsoft Thin • Comfort Flex • Custom Flex • Metrosoft • Soft Form Toric 	Bufilecon A (55%) (Dk = 16) <ul style="list-style-type: none"> • Hydrocurve I • Hydrocurve Toric 3 • Softmate II
Tetrafilecon A (43%) (Dk = 9) <ul style="list-style-type: none"> • Cooper Clear • Cooper Toric • Preference • Preference Toric • Vantage Thin Accents 	Omafilecon A (60%) (Dk = 33) <ul style="list-style-type: none"> • Biomedics XC • Proclear 1-Day • Proclear EP • Proclear Multifocal • Proclear 	Phemfilecon A (38%) (Dk = 9) <ul style="list-style-type: none"> • DuraSoft 2 • DuraSoft 2 Optifit 	Perfilecon (71%) (Dk = 34) <ul style="list-style-type: none"> • Permalens • Permalens XL • Permalens Therapeutic • Permalens

<ul style="list-style-type: none"> • Vantage • Vantage Accents • Vantage Thin 	<p>Multifocal Toric</p> <ul style="list-style-type: none"> • Proclear Sphere • Proclear Toric 		Aphakic
<p>Crofilcon (38%) (Dk = 13)</p> <ul style="list-style-type: none"> • CSI • CSI Toric 	<p>Vasurfilcon A (74%) (Dk = 39.1)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Precision UV 		<p>Etafilcon A (58%) (Dk = 28)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Acuvue • 1-Day Acuvue • 1-Day Acuvue Moist • Acuvue 2 • Acuvue 2 Colours • Acuvue Bifocal
<p>Helfilcon A&B (45%) (Dk = 12)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Continental Toric • Flexlens • Flexlens Toric • Flexlens Aphakic • Optima Toric 	<p>Hioxifilcon A (59%) (Dk = 28)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Extreme H₂O 59% Thin • Extreme H₂O 59% Extra • Biocurve Gold Sphere and Toric 		<p>Focofilcon A (55%) (Dk = 16)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Fre-Flex <p>Ocufilecon B (53%)(Dk = 16)</p> <ul style="list-style-type: none"> • ClearSight 1 Day • Continental • Ocu-Flex 53
<p>Polymacon (38%) (Dk = 9)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Allvue • Biomedics 38 • Clearview • CustomEyes 38 • EpconSOFT • EsstechPS • Esstech PSD • Esstech SV • Frequency 38 • HD • HD-T • HDX • HDX-T • Horizon 38 • Hydron Mini • Hydron Zero 4 SofBlue • Hydron Zero 6 SofBlue • Hydron Versa Scribe • Lifestyle MV2 • Ideal Soft • Lifestyle Xtra 	<p>Hioxifilcon D (54%) (Dk = 21)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Clarity H₂O • C-Vue Advanced Custom Toric • Extreme H₂O 54% • Extreme H₂O 54% Toric <p>Nelfilcon A (69%) (Dk = 26)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Dailies AquaComfort Plus • Focus Dailies • Focus Dailies Toric 		<p>Ocufilecon C (55%)(Dk = 16)</p> <ul style="list-style-type: none"> • UCL55 • UCL-Pediatric <p>Ocufilecon D (55%) (Dk = 19.7)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Biomedics 55 • Biomedics 55 Premier • Biomedics Toric • ClearSight 1 Day Toric <p>Ocufilecon E (65%) (Dk = 22)</p>

<ul style="list-style-type: none"> • Lifestyle 4Vue • Lifestyle Toric Bifocal • LL38 • Metrosoft II Multifocal • Metrosoft Toric • Natural Touch • Occasions • Optima 38 • PS-45 Multifocal • Simulvue 38 • Sof-form II • Soflens • Soflens 38 • Soflens Multifocal • Softics • SoftView • Unilens 38 • Westhin Toric 	<ul style="list-style-type: none"> • Focus Dailies Progressive • FreshLook One-Day • Synergy • Triton 		<ul style="list-style-type: none"> • Ocuflex 65 <p>Ocufilcon F (60%) (Dk = 24.3)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Hydrogenics 60 UV
<p>Hioxifilcon B (49%) (Dk = 15)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Alden HP • Alden HP Toric • Aquaease • Essential Soft Toric Multifocal • Flexlens • Quattro • Satureyes • Satureyes Toric and Multifocal 			<p>phemfilcon A (55%) (Dk = 16)</p> <ul style="list-style-type: none"> • DuraSoft 3 • DuraSoft 3 Optifit • Freshlook • Freshlook Toric • Freshlook Colorblends • Wildeyes
			<p>methafilcon A (55%) (Dk = 18)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Biocurve Advanced Aspheric • Biocurve 1-Day • Biocurve Toric & Sphere • C-Vue1 Day ASV • C-Vue 55 • Edge III 55 • Elite AC • Elite Daily

			<ul style="list-style-type: none"> • Elite AC Toric • Flexlens • Frequency 55 • Sphere &
--	--	--	--

www.clspectrum.com, Consideraciones generales en lentes de hidrogel, fecha de consulta 20-09-10.

Otra clasificación de los lentes de hidrogel se basa en el contenido hídrico, considerando bajo contenido acuoso (38 %), mediano contenido acuoso (55%) y alto contenido acuoso (79%). (Theodore & Grosvenor, 2004).

2.3 PROPIEDADES DE LOS LENTES DE HIDROGEL

2.3.1 PERMEABILIDAD (DK)

Con el porte del lente de contacto, el transporte de oxígeno se ve limitado, logrando su paso a través de tres vías: 1. Difusión por la vascularización del limbo, 2. Difusión a través del lentes de contacto, 3. Intercambio de la lágrima bajo el lente de contacto. (Duran, 1998)

La permeabilidad viene determinada por la cantidad de oxígeno por unidad de tiempo que puede transmitir el material. El DK es el producto de D (Coeficiente de difusión de oxígeno) definiéndolo como la rapidez de las moléculas de gas al desplazarse por el material y K (Coeficiente de solubilidad al oxígeno)

definiéndolo como cuanto gas puede ser disuelto en un volumen de material por cada unidad de presión sobre el mismo. (Duran, 1998)

Dado que los lentes de hidrogel están formados por macromoléculas entrelazadas capaces de absorber grandes cantidades de agua, una molécula de gas debe disolverse en la fase acuosa del lente. Por lo anterior se ha concluido que la relación entre permeabilidad y contenido de agua es directa.

(Grosvenor, 2005) **Figura 1**

Figura 1. Relación DK y Contenido de agua en lentes de Hidrogel



Hidrogel o Hidrogel de silicona

Patrick H. Benz. & José, A. Ors. (2008), Gaceta Óptica

2.3.2 TRANSMISIBILIDAD (DK/t)

La transmisibilidad de oxígeno de los lentes de hidrogel depende de la permeabilidad y del espesor del lente en un punto dado sobre su superficie. La escasa transmisibilidad en un lente negativo cuyo espesor periférico es mayor se asocia con cambios en los vasos sanguíneos limbales, hiperemia y

neovascularización corneal, a diferencia la baja transmisibilidad en un lente positivo cuyo espesor es mayor en el centro del lente se asocia con edema corneal y Queratitis Punteada Superficial (Milton & Adrian, 2007).

La mejor transmisibilidad al oxígeno se obtiene con lentes de espesor muy finos, la alta transmisibilidad al oxígeno es particularmente deseable en lentes de contacto de uso prolongado porque necesitan transmitir mejor los gases, para satisfacer la fisiología corneal.

Tabla 2. Valores de DK y DK/t de lentes de Contacto de Hidrogel

Nombre comercial	Fabricante	H ₂ O (%)	Dk (espesor corregido)	e _c	Dk/e
Frecuency 38	CooperVision	38,0	7,5	0,070	10,7
Optima FW	Bausch &Lomb	38,0	7,5	0,035	21,4
Preference	CooperVision	42,5	9,0	0,060	15,0
Biomedics 55	CooperVision	55,0	14,8	0,07	21,1
Focus (1 a 2 semanas)	CIBA Vision	55,0	14,8	0,06	24,7
Focus mensual	CIBA Vision	55,0	14,8	0,100	14,8
Acuvue 1 día	Johnson & Johnson	58,0	16,7	0,07	23,9
Acuvue 2	Johnson & Johnson	58,0	16,7	0,084	19,9
Surevue	Johnson & Johnson	58,0	16,7	0,105	15,9
Proclear Compatibles	CooperVision	62,0	19,6	0,065	30,2
Soflens 66	Bausch & Lomb	66,0	22,9	0,10	22,9
Focus Dailies	CIBA Vision	69,0	26,9	0,100	26,9
Soflens One Day	Bausch & Lomb	70,0	26,9	0,17	15,8
Precision UV	CIBA Vision	74,0	31,5	0,14	22,5

Manual de prescripción y adaptación de lentes de Contacto. Milton M. Hom & Adrian S. Bruce. 2007

Los materiales de hidrogel de silicona son más gruesos y mantienen una transmisión de oxígeno adecuada, tienden a ser menos propensos a la deshidratación cuando están sobre el ojo, permitiendo mayor tolerancia durante el día, la permeabilidad del material de hidrogel de silicona es inversamente proporcional con el contenido de agua debido a que los materiales con alto contenido de silicona tienen un contenido de agua menor. (Patrick & José, 2008).

2.3.3 HIDRATACION:

Los componentes de polímeros para lentes de contacto blandos se añaden al material óptico para darle ciertas propiedades, entre ellas aumentar la hidrofilia 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 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).

2.3.3.1 DETERMINACION DEL CONTENIDO ACUOSO:

Para la determinación del contenido de agua de los lentes de contacto se ha utilizado refractómetros los cuales permiten la medición del índice de refracción, siendo inversamente proporcional, el índice de refracción con el 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, M. *et ál.* 1996) **Figura 2**

Figura 2. Determinación del contenido de agua por refractometría



Determinación del contenido de agua en los lentes de contacto de hidrogel

Pomares *et al*, 1996 Gaceta Óptica

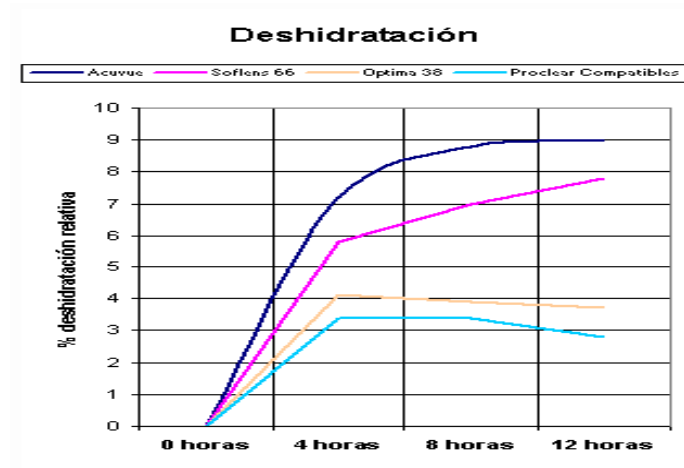
Otra prueba para calcular el contenido de agua de un lente blando es mediante el método gravimétrico, recomendado por la norma ISO 10339-1997, Como estándar para la obtención de este parámetro, el método consiste en pesar el lente de contacto en estado húmedo y nuevamente tras su total deshidratación por medio de calor, obteniéndose así la diferencia entre las dos medidas lo que resultará el porcentaje del 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° durante 17 h, luego de esto se debe dejar enfriar en un desecador por 30 minutos evitando que el lente absorba nuevamente liquido del ambiente (Jones, I. *et ál*, 2002)

Un estudio comparativo entre los valores de hidratación de los lentes de contacto de hidrogel dado por los fabricantes con los valores obtenidos mediante índice de refracción y peso del lente utilizando un refractómetro y una balanza analítica respectivamente para la toma de la medida, encontraron diferencias insignificantes en relación con los parámetros dados por los fabricantes generando así un estimativo de calidad y precisión entre dos equipos utilizados para la medición del contenido de agua en el lente, concluyendo mayor eficacia y exactitud con la balanza analítica. (Alemany & Refojo, 2000)

2.4 DESHIDRATACION Y CONTENIDO ACUOSO:

González –Meijome, JM. *et ál.*, (2007). han estudiado la deshidratación que sufren los lentes de contacto una vez es insertado en el ojo, dentro de los diferentes estudios realizados compara de forma cuantitativa y cualitativa el comportamiento de deshidratación de los lentes de Hidrogel de silicona vs. 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, L. *et ál.*, 2002). **Figura 3**

Figura 3. Deshidratación en algunos lentes de Hidrogel



Comportamiento Clínico de las lentes Blandas Biomiméticas

Dra. Brenda Hall, Anna Sulley, Dr. Stephen Jones. Publicado en "Optician" en Junio de 2000.

Los lentes de Omafilcon A (proclear), fueron las primeras en ser aprobadas en Estados Unidos para el uso en pacientes con ojo seco. La FDA afirmó que este tipo de lente puede proveer mayor comodidad para usuarios de lentes de contacto que manifiesten moderada incomodidad o síntomas relacionados con sequedad durante el uso de los lentes, asociado a la alta evaporación lagrimal o deficiencia de una de las capas de la misma. Esta aprobación fue el resultado de un estudio clínico que evaluó el comportamiento clínico de los lentes Omafilcon A en una población de 76 pacientes con ojo seco moderado. Al cabo de seis semanas de uso se comprobó mejoría en la comodidad, sequedad, frecuencia de enrojecimiento, tinción corneal y menor deshidratación

con relación a otros lentes de hidrogel convencional. (Quesnel & Glasson, 2001). En este estudio afirman que la ruptura de la película lagrimal post-lente refleja una deshidratación del lente que como consecuencia genera una desecación corneal, manifestando en el usuario tinción corneal positiva. Se concluye que quizás el aumento de comodidad con el lente puede corresponder a un aumento en la retención de lágrima y por ende causar menor deshidratación.

2.4.1 CAUSAS DE DESHIDRATACION 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 15 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 efectos de toxicidad producidos por los conservantes atrapados en la matriz del polímero. (Saona, 2006).

2.4.1.1 FACTORES AMBIENTALES:

En la tolerancia de los lentes de contacto influyen varias condiciones atmosféricas, tales como son: la sequedad o humedad ambiental, la

temperatura, el viento, la contaminación y la presión atmosférica. Entendiendo la humedad como el porcentaje de vapor de agua en el aire, considerando que un valor que se encuentre cerca a 100% indicaría una humedad relativa alta.

La deshidratación de los lentes de hidrogel aumenta en lugares con humedades relativas bajas y presiones atmosféricas altas. (Carlos L. Saona, 2006).

2.4.1.2 PELICULA LAGRIMAL:

La reducción del confort está 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.

La deshidratación de la superficie del lente incrementa los depósitos de proteínas y reduce su vida media. La solución más común a este problema ha sido adaptar lentes de mayor espesor para limitar la tinción corneal o aumentar la frecuencia del reemplazo, para así evitar o minimizar los depósitos sobre los lentes. Recientemente, con la incorporación de agentes hidratantes en la matriz de los lentes se ha mejorado la comodidad y ha aumentado la estabilidad de la película lagrimal.

La estabilidad lagrimal es un factor importante para el mantenimiento de la fisiología ocular y 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 encuentra permitir el movimiento del LC 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.

2.5 REHIDRATAACION:

Estudios han determinado la cantidad y el tiempo necesario para que los lentes de hidrogel lleguen a su máximo contenido de agua una vez es retirado del ojo y sumergido en la solución de mantenimiento. Se ha descrito 9 horas en la solución para aumentar su contenido de agua, siendo la recuperación más rápida en lentes de contacto No Iónicos debido a la influencia de la polaridad de las moléculas, los Lentes No Iónicos tienen una distribución regular y

debido a esta organización cuando se sumergen en la solución el agua pasa más fácil a través del polímero. (Cabrera, J. & Velasco, M. 2005). Un estudio realizado en lentes de contacto de hidrogel de silicona usados durante varios días, fueron comparados y analizados con relación a lentes de igual características pero nuevos, utilizando la balanza analítica, controlando temperatura y humedad, demostrando diferencias significativas con relación a la capacidad de mantener su hidratación original incluso retirando el lente de forma diaria y dejándolo sumergido en solución de mantenimiento. Este estudio sugiere que incluso después de equilibrar el lente de contacto en solución los materiales pierden su capacidad de retener agua (González Meijome, *et ál.*, 2008).

Se ha comprobado que el efecto de un humectante incorporado en el sistema de mantenimiento utilizado durante 9 horas puede facilitar la extensión de la película lagrimal sobre la superficie del lente, disminuyendo así la deshidratación. Se ha realizado el estudio en lentes Focofilcon A con 55% de contenido de agua, encontrando un valor promedio de 49.60 % al retirarlo del ojo y sumergiéndolo en una solución de mantenimiento por 9 horas el valor promedio de hidratación es de 53.90 % generando solo una deshidratación del 7.09 % con relación al valor inicial. (Pomares, M. *et ál.* 1996).

La deshidratación que sufre el lente de contacto de acuerdo a la conformación del material y de los polímeros que lo constituyen, genera una reacción de incomodidad al usuario. Es importante conocer los parámetros que caracterizan a cada lente de contacto con el fin de adaptar lentes de contacto de acuerdo a las necesidades visuales del paciente. Esta apreciación del tema basada en estudios in vivo sugiere una pauta al profesional de la salud visual para establecer una mejor relación profesional – paciente y así conocer plenamente los requerimientos visuales del usuario para ofrecer la mejor opción en lentes de contacto.

3. OBJETIVOS:

3.1 OBJETIVO GENERAL

Evaluar el grado de deshidratación de 3 diferentes lentes de contacto de hidrogel después de ser usados durante 10 horas.

3.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

1. Comparar el grado de hidratación medido en el laboratorio, frente al reportado por el fabricante.
2. Determinar diferencias en el contenido acuoso en un mismo lente después de 10 horas de uso.
3. Establecer relación entre el contenido acuoso del lente de hidrogel y el grado de deshidratación.

3.3 HIPOTESIS

HIPOTESIS PARA EL 1 OBJETIVO:

Ho: El grado de hidratación de los lentes de hidrogel medido en el laboratorio es igual al reportado por el fabricante.

Hi: El grado de hidratación de los lentes de hidrogel medido en el laboratorio es diferente al reportado por el fabricante.

HIPOTESIS PARA EL 2 OBJETIVO:

Ho: El contenido de agua de los lentes de hidrogel es igual después de ser usados durante 10 horas continuas.

Hi: El contenido de agua de los lentes de hidrogel es diferente después de ser usados durante 10 horas continuas.

HIPOTESIS PARA EL 3 OBJETIVO:

Ho: El grado de deshidratación promedio de los lentes de hidrogel no es diferente según el contenido de agua del material.

Hi: El grado de deshidratación promedio de los lentes de hidrogel es diferente según el contenido de agua del material.

4. MATERIALES Y METODOS:

METODOS:

4.1 TIPO DE INVESTIGACION:

Investigación básica, Observacional analítica

4.2 POBLACION:

Población Universo: Lentes de contacto de hidrogel **Tabla 3**

Tabla 3. Parámetros lentes de Hidrogel

LENTE	Material	Polímero	FDA	DK	Diámetro (mm)	Espesor (mm)	Poder (dpt)	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	Coopervision
Precisión UV	VASURFILCON A	NVP – MMA	II	39.1	14.4	0.14	- 300	Ciba Visión

www.clspectrum.com, Consideraciones generales en lentes de hidrogel, fecha de consulta 20-

4.3 MUESTRA POBLACIONAL:

Cálculo de tamaño de muestra: Comparación de medias con asignación desigual.

La media estimada grupo control, la media estimada del grupo nuevo y la desviación estándar fue tomada de la investigación realizada por Morgan PB, *et al* en el 2003, donde realizó un estudio in vivo sobre la deshidratación que sufren dos grupos de lentes de contacto de hidrogel de silicona.

La asignación del tipo de lente se realizó de forma aleatoria tomando para cada grupo (bajo contenido acuoso, medio contenido acuoso, alto contenido acuoso) 8 lentes teniendo como muestra 24 lentes de contacto.

Figura 4. Cálculo tamaño de muestra

The image shows a software window titled "Comparación de medias con asignación desigual". It is divided into two main sections: "Toma de datos" (Data Input) and "Resultados" (Results). The "Toma de datos" section contains several input fields with the following values: Error tipo I (0.01), Error tipo II (0.20), Media estimada grupo control (38.3), Media estimada grupo nuevo (35.2), Tasa de asignación grupo control a grupo (1), Número de grupos del tratamiento nuevo (3), and Desviación estándar de la variable de estudio (1.1). At the bottom of this section are two buttons: "Calcular..." and "Cerrar". The "Resultados" section shows the calculated "Tamaño de muestra:" (Sample size) as 24. Below this, the "Tipo de cálculo" (Calculation type) is set to "2 Colas" (Two-tailed), and the "Tamaño muestra" (Sample size) radio button is selected over the "Poder" (Power) radio button.

Parameter	Value
Error tipo I	0.01
Error tipo II	0.20
Media estimada grupo control	38.3
Media estimada grupo nuevo	35.2
Tasa de asignación grupo control a grupo	1
Número de grupos del tratamiento nuevo	3
Desviación estándar de la variable de estudio	1.1
Resultado: Tamaño de muestra	24

4.4 REQUISITOS PARA LA SELECCIÓN DE PACIENTES:

1. Hombres y mujeres entre 18 años y 30 años
2. Valores en schirmer con anestesia iguales o mayores a 6 mm en 5 minutos en cada ojo. . (Jack, Kanki. 2009)
3. Valores en BUT mayores a 10 segundos en cada ojo (Jack, Kanki. 2009)
4. Superficie ocular normal
5. Pacientes con ametropía entre - 100 a – 400
6. Pacientes que no presenten enfermedades inmunológicas, disfunción lagrimal, cirugía refractiva, patologías de superficie ocular, alergias y usuarios de medicamentos que afecten la película lagrimal.

4.5 TECNICAS E INSTRUMENTOS PARA LA RECOLECCION DE DATOS:

- Se realizó la Historia Clínica de Optometría en la base de datos Epiinfo
- Se realizó base de datos para registrar los valores utilizados en el procedimiento del método gravimétrico para hallar el contenido de agua.

4.6 PROCEDIMIENTO Y TECNICAS A EMPLEAR:

El presente estudio fue realizado en la ciudad de Bogotá con una altura de 2640 m y un promedio de humedad relativa entre 72% a 76 %.

Elección del lente de contacto:

- La selección del lente de contacto fue de forma aleatoria. El investigador se encontró ciego ante los lentes que utilizó cada paciente. Los pacientes utilizaron un lente de contacto de hidrogel en cada ojo, sin conocer los parámetros, marca y la casa comercial que lo distribuye.
- Formula del lente – 300 D

Elección del Paciente:

- 12 Pacientes utilizaron 1 lente de contacto en cada ojo durante 10 horas.
- Los candidatos para la investigación fueron estudiantes universitarios de la misma carrera, quienes se encontraron realizando las mismas actividades durante el día del uso del lente de contacto.
- Una vez seleccionado el paciente se realizó una prueba de lentes para observar la respuesta previa ante la inserción del mismo, esto con el fin de evidenciar la cooperación del candidato para el estudio.
- Se entregó previo al uso del lente, un formato donde se dieron recomendaciones e indicaciones que debía tener el paciente durante las 10 horas de uso.

- El paciente que aceptaba participar en el estudio firmo el consentimiento informado. (**Anexo 5**)

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 3 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 evaluado en un laboratorio de Ingeniería ambiental, en la Universidad El Bosque, mediante equipos como la balanza analítica, fueron previamente calibrados para garantizar la exactitud de las medidas, la manipulación de los equipos se realizo bajo la supervisión de un profesional en química.
- El procedimiento se realizó de acuerdo a la norma **ISO 10339: 1997**, por el cual establece el procedimiento mediante un método gravimétrico para determinar el contenido de agua del lente. (**Anexo 1**).
- Una vez realizada la prueba piloto, los lentes evaluados fueron desechados.

PROCEDIMIENTO ISO 10339:1997

1. Retirar el lente del blíster.
2. Realizar secado con papel filtro Wathman No 1, hasta que el lente no contenga solución. (Durante 1 minuto)

Figura 5. Papel Wathman 1



3. Pesar el lente en la balanza analítica, (Sartorius BP 210 D, Goettingen, Alemania, precisión 0.00001 g).

Figura 6. Balanza Analítica Sartorius



4. Registrar el valor encontrado en la balanza que equivale al **PESO HUMEDO**

5. Ubicar el lente en el horno a una temperatura de 105^a C por 16 Horas.

Figura 7. Horno



6. Retirar el lente del horno y ubicarlo en el desecador con Sulfato de Calcio Anhidro (agente secante) por 30 minutos, con el fin de evitar que nuevamente recobre agua.

Figura 8. Desecador con anhido de Sulfato



7. Pesar nuevamente en la balanza analítica. Este valor equivale al **PESO SECO**.

9. Aplicar la formula descrita en la ISO 10339-1997 (**Anexo 1**)

$$\% \text{ Contenido de agua} = \frac{\text{Peso Húmedo} - \text{Peso seco}}{\text{Peso Seco}} \times 100$$

Prueba para determinar el contenido de agua después de las 10h de uso

Se evaluó 27 lentes de contacto, en un mismo día se analizaron lentes de bajo, medio y alto contenido de agua.

A pesar de tener un tamaño de muestra de 24 LC se decidió realizar el estudio con 27 LC, por si había deserción de la muestra o el paciente no se adaptaba al lente de contacto las 10h de uso.

- El paciente debía acercarse al laboratorio a las 7:00 am
- Se retiró el lente del blíster y de inmediato fue insertado en el ojo del paciente.
- Se colocó en cada ojo un lente de contacto, el paciente se retiraba del laboratorio y regresaba nuevamente a las 5:00 pm.
- Una vez cumplidas las 10h de uso, se retiró el lente de contacto del ojo
- Se realizó nuevamente el procedimiento de acuerdo a la **ISO 10339: 1997**, por el cual se determinó el contenido de agua del lente.

4.7 VARIABLES DE ESTUDIO:

Tabla 4: Variables

Variable Independiente	Operacionalización	Tipo	Medición	U. Medida	Codificación
Material lente de contacto.	Polímero que conforma el lente de contacto.	Cualitativo	Nominal	variado	Polymacon Ocufileon A Vasurfileon A
Contenido acuoso del lente de contacto.	Contenido hídrico del lente de contacto en el vial.	Cuantitativo	Razón	Porcentaje	De 38 % hasta 74%.
Marca del lente de hidrogel	Nombre comercial del lente de hidrogel	Cualitativo	Nominal	Variado	Optima 38 Biomedics XC Precisión UV
Variable Dependiente	Operacionalización	Tipo	Medición	U. Medida	Codificación
Peso del lente de hidrogel.	Peso del lente de contacto de hidrogel dado mediante la balanza analítica de sartorius . (2 categorías, peso húmedo y peso seco)	Cuantitativa	Razón	Microgramos	De 0,1 µg a 0,1 mg,

5. RESULTADOS

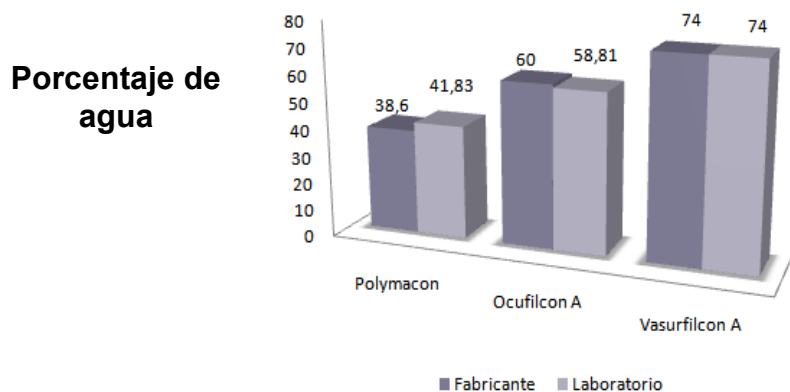
OBJETIVO 1.

El contenido de agua del lente Optima 38 (Polymacon) fue de 41.83% el cual fue diferente del reportado por el fabricante (38.6%), con un valor p 0.015. Al igual el lente Biomedics XC (Omafilcon A) indico 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) indico 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 5. Valores estadísticos de contenido de agua

LENTE DE CONTACTO	PROMEDIO CONTENIDO DE AGUA	DESVIACION ESTANDAR	INTERVALO DE CONFIANZA 95 %		VALOR P
			LIMITE INFERIOR	LIMITE SUPERIOR	
Polymacon	41.83 %	0.64	40.23	43.44	0.015
Ocufilecon A	58.81 %	0.15	58.43	59.19	0.006
Vasurfilecon A	74.05 %	0.38	73.09	75.01	0.831

Figura 9: Contenido de agua reportado por el fabricante y el encontrado en el laboratorio.



OBJETIVO 2.

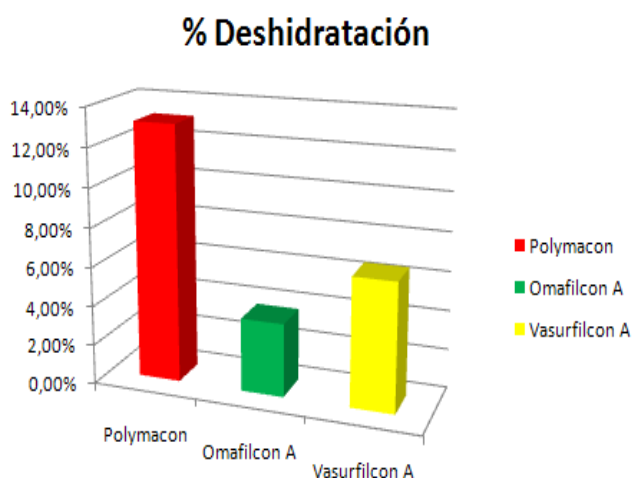
Para determinar si existían diferencias entre el contenido de agua inicial frente al final se determinó mediante el promedio de porcentaje de los lentes después de 10 h de uso, encontrando para el Optima 38 (Polymacon) un porcentaje del 36.75 %, para el Biomedics XC (Omafilecon A) un porcentaje de 56.60 % y para el Precisión UV (Vasurfilecon A) un porcentaje de 69.19 %. Como se indica en la **Tabla 7**. Concluyendo de acuerdo a la medida cuantitativa registrada, que el lente Omafilecon A perdió menor contenido de agua después de las 10h de uso.

Tabla 6. Porcentaje de hidratación

MATERIAL LENTE DE HIDROGEL	PORCENTAJE DE CONTENIDO DE AGUA INICIAL	PORCENTAJE DE CONTENIDO DE AGUA PROMEDIO DESPUES DE 10h DE USO
Polymacon	41.83 %	36.75 %
Omafilcon A	58.81 %	56.60 %
Vasurfilcon A	74.05 %	69.19 %

El porcentaje de deshidratación promedio después de 10 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 10. Porcentaje de deshidratación



Porcentaje promedio de deshidratación en 27 lentes de Hidrogel después de 10h de uso.

De acuerdo a lo reportado se concluye que los lentes Omafilcon A al final de 10h de uso se deshidrata en menor cantidad con relación a los demás lentes de hidrogel estudiados.

OBJETIVO 3.

Para comparar el grado de deshidratación con el contenido de agua, se utilizó el programa estadístico **ANOVA post - Hoc** con el fin de evaluar si algún grupo difiere entre sí, el resultado de la prueba no encontró diferencias significativas entre los 3 grupos.

6. DISCUSIÓN:

Efron *et ál*, en 1998 hace referencia a que dependiendo de la técnica utilizada para determinar el contenido de agua, se puede establecer el porcentaje de deshidratación, sobrestimando los valores en lentes de HiSi con refractómetros manuales y automáticos, a pesar de ser una práctica fácil y rápida, arrojaría inexactitud en los resultados. Los valores de hidratación de las lentes de contacto obtenidas a partir del índice de refracción difieren más de los obtenidos por gravimetría de los valores dados por los fabricantes. A excepción los lentes Acuvue mostraron diferencias insignificantes. (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 debido a 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 determinó 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.

Nathan Efron & Morgan en 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. En el 2007 estudiaron la relación entre el contenido de agua y la permeabilidad de oxígeno en diferentes lentes de hidrogel de silicona en donde para esta categoría el agua es un parámetro que dificulta la permeabilidad de oxígeno, siendo inversamente proporcional. A mayor contenido de agua mayor es la dificultad del oxígeno para moverse a través del material, siendo la silicona el factor principal que rige la permeabilidad al oxígeno.

A diferencia, los lentes fabricados en hidrogel poseen dos componentes básicos: el contenido acuoso y el polímero que forma la estructura del lente, en este caso el oxígeno pasa a través de las moléculas de agua siendo directamente proporcional las dos propiedades.

Como sabemos la permeabilidad a los gases es una propiedad del material la cual permite el ingreso de oxígeno necesario para garantizar el buen metabolismo de todas las células corneales. En ausencia o deficiencia del

paso de oxígeno, la fisiología corneal sufriría cambios reflejados en signos consecutivos a hipoxia e hipercapnia que pueden ser el origen de complicaciones potencialmente graves como alteraciones en el epitelio, estroma, endotelio, hipostesia y vascularización corneal. (Duran, 1998)

La deshidratación del lente de contacto también implicaría manifestaciones como sequedad ocular, ocasionando en el usuario molestias con el uso prolongado del lente de contacto. (Pritchard & Efron, 1995).

Con el propósito de evaluar el comportamiento del contenido de agua después de 10 h de uso en diferentes lentes de hidrogel de bajo, medio y alto contenido de agua, se reveló que el comportamiento del lente Biomedics XC (Omafilcon A) presenta el menor porcentaje de deshidratación (3.74 %) con relación al Optima 38 (polymacon) y Precisión UV (Varsulfilcon A).

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

Un estudio realizado en el 2003 evaluó el comportamiento clínico de los lentes Omafilcon A en pacientes con síntomas de ojo seco realizando una valoración de signos y síntomas a la semana, al mes y a las 6 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 (Vasurfilcon A). Como conclusión el autor determinó menor sintomatología y evidencia de signos clínicos con el uso de Omafilcon A, comparando que a

menor deshidratación menor teñido corneal y reducción de los síntomas de sequedad. (CooperVision Inc., 2003)

Por lo anterior la FDA permitió la indicación del Omafilcon A para usuarios que experimentan sensación leve a moderada de sequedad ocular debido a la estabilidad que maneja el lente de contacto durante su uso.

7. CONCLUSIONES:

De acuerdo a lo reportado se concluye que entre los lentes: Optima 38 (Polymacon), Biomedics XC (Ocufilecon A) y Precision UV (Vasurfilecon A), el lente Precisión UV (Vasurfilecon 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 Omaficon A. también se podría asociar con el contenido de agua del lente, siendo más exacto la toma de medida para lentes de alto contenido de agua.

El lente Biomedics XC (Omaficon 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, estas moléculas atrapan el agua dentro y alrededor del lente, reteniendo el 96 % de su contenido original aun después de 10 horas de uso.

A diferencia de otros estudios no se encontró relación directa entre el contenido de agua y el porcentaje de deshidratación. El óptima 38 con un porcentaje de agua de 38.6 % se deshidrató en mayor proporción. A pesar de haber evaluado 3 materiales de lentes de contacto, no es posible precisar

sobre la asociación entre el contenido de agua y el grado de deshidratación, aunque el lente polymacon 38 mostro una deshidratación mayor con relación a los demás materiales no se podría afirmar que todos los lentes de bajo contenido hídrico presentarían el mismo comportamiento.

Este estudio es tan solo la evaluación de un parámetro (Hidratación), no abarca la totalidad en la adaptación de lentes de contacto ya que la evaluación clínica del paciente siempre marcará la pauta en la elección del lente de contacto. Sin embargo es de total importancia la hidratación debido a las implicaciones que genera sobre los demás parámetros.

8. 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 también 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.

Para unos años el hidrogel en el mercado comercial no va existir, 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.

9. BIBLIOGRAFIA:

Alemaný, AL. & Refojo, MF. (2000). Comparative study of the hydration of hydrophilic contact lenses by refractive index and gravimetry. *Claos*, 26, 200-203.

Cabrera, J. & Velasco, M. (2005). Recovery of the water content of hydrogel contact lenses after use. *Ophthalmic Physiol Opt*, 25, 452-457

Efron, N. & Morgan, PB. (1999). Hydrogel Contact lens dehydration and oxygen trasnmisibility. *CLAO J*, 3, 148-151.

Efron, N. (2005). *Complicaciones de los lentes de contacto*, Elsevier España, 2 ed., 30-35.

Gonzalez, Meijome., López, A., Almeida, J. & Parafita, M. (2008). Dynamic in vitro dehydration patterns of unworn and worn silicone hidrogel contact lenses. *Inter science*, 9, 134-138.

Gonzalez, Meijome, JM., Lopez, Alemaný. Almeida, J. & Parafita, M. (2007). Qualitative characterization of the in vitro dehydration process of hidrogel contact lenses. *Inter science*, 83, 512-526.

Jack, Kanski. (2009). *Oftalmologia Clinica*. Elsevier España, 6 ed. 59-60

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. *Cont lens anterior eye*, 3, 147-156.

Milton, M. & Adrian, S. (2007). *Manual de prescripcion y adaptacion de lentes de contacto*, Elsevier España, 1 ed. 327– 340.

Morgan P. & Efron, N. (2003). In vivo dehydration of silicone hydrogel contact lenses. *Eye and contact lens*, 29, 173-176.

Patrick, H. & José A. (2008). Hidrogel o Hidrogel de silicona, *Gaceta Optica*, 424, 58-60.

Pritchard, N. & Fonn, D. (1995). Dehydration, lens Movement and dryness ratings of hydrogel contact lenses. *Ophthalmic physiol opt*, 15, 281-286.

Pomares, M., Ruiz, Paqui., Hernandez. (1996). Determinacion del contenido en agua de las lentes de contacto de hidrogel. *Gaceta Optica*, 292, 10-14.

Saona-Santos CL. (2006). *Contactología Clínica*. Ed. 2. Consultado el 01 de Abril del 2010,

<http://books.google.com.co/books?id=sNSj6cEq26oC&pg=PA59&dq=HEMA%2B+SAONA+SANTOS&cd=1#v=onepage&q=&f=false>.

Theodore, P. & Grosvenor (2004). *Optometría de atención primaria*, Elsevier España, 4 ed. 457– 458.

ISO/ FDIS 10339:1997 (E), Gravimetric determination of water content of hydrogel lens by loss on drying using conventional oven.

ANEXOS:

1. ISO: 10339-1997

2. TABLA 1. Contenido de agua reportado en el laboratorio

3. TABLA 2. Porcentaje de deshidratacion para lentes Optima 38

4. TABLA 3: Porcentaje de deshidratacion para lentes Biomedics XC

5. TABLA 4: Porcentaje de deshidratacion para lentes Precision UV

6. Consentimiento informado.

