



Deterioro físico acelerado de las prótesis oculares *in vitro*

Accelerated physical deterioration of in vitro ocular prostheses

Linda N Sánchez González,* Federico H Barceló Santana,§ René Jiménez Castillo,|| Alejandro Benavides Ríos†

RESUMEN

La prótesis ocular es una modalidad de prótesis facial que va a reparar aloplásticamente las pérdidas parciales o totales y deformaciones diversas del globo ocular. Está claro que la mejor rehabilitación protésica se ha logrado con las prótesis oculares de resina acrílica. El objetivo de este trabajo fue determinar la absorción acuosa y solubilidad así como el grado de deterioro físico acelerado determinado como cambio de color de prótesis oculares caracterizadas y sin caracterizar. Se fabricaron bajo la técnica de enmuñado y caracterizado (UNAM) 30 conformadores oculares. Se realizaron pruebas de sorción acuosa, solubilidad y deterioro acelerado. A los resultados se les aplicó análisis de Anova y prueba de Tukey y se realizó una gráfica de frecuencias. En los resultados de sorción acuosa se reportó mayor sorción en los no caracterizados. En solubilidad se reportó mayor solubilidad en los caracterizados, cambios mayores de color se observaron en la superficie transparente.

Palabras clave: Prótesis ocular, absorción acuosa, solubilidad, deterioro físico.

Key words: Ocular prosthesis, aqueous absorption, solubility, accelerated deterioration.

ABSTRACT

Ocular prosthesis is a facial prosthesis mode destined to alloplastically repair partial or total loss of the ocular globe as well as its several malformations. It is well established that the best prosthetic rehabilitation has been obtained with acrylic resin ocular prosthesis. The aim of this study was to determine aqueous absorption and solubility, as well as accelerated physical deterioration degree such as change of color of characterized and non characterized ocular prostheses. 30 eye shapers were manufactured following the flasking and characterizing UNAM technique. Aqueous sorption, solubility and accelerated deterioration tests were carried out. Turkey test and ANOVA analysis were applied to the results and a frequency graph was as well performed. Non characterized samples were reported as having greater sorption. Characterized samples were reported as having greater solubility; greater color changes were observed in the clear surface.

INTRODUCCIÓN

La prótesis ocular es una modalidad de prótesis facial que va a reparar aloplásticamente las pérdidas parciales o totales y deformaciones diversas del globo ocular. El efecto psicológico que produce en los pacientes la pérdida de uno o ambos globos oculares es devastador, por lo que buscan una pronta solución a esta problemática de manera rápida y con calidad.

La primera información que existe de una prótesis ocular aparece con Ambroise Paré en 1561, en donde describe dos tipos de prótesis oculares: el Hyplépharon y el Ecbléharon. El primero, se encajaba bajo los párpados en el saco conjuntival y el segundo, consistía en un pedazo de cuero con el ojo y los párpados pintados, que se sujetaba mediante una banda metálica alrededor de la cabeza.¹

En 1947, se presentó la primera prótesis ocular oficial en material plástico y fue presentada por el Centro de Prótesis Oculares en Francia, demostrando las ventajas que tiene sobre el cristal; por esta razón actualmente todas las prótesis se realizan con metil-metacrilato.²

Está claro que la mejor rehabilitación protésica se ha logrado con las prótesis oculares de resina acrílica; en ellas, se puede reproducir el color y las características individuales. Aunque es preciso señalar que se debe tener habilidad y tiempo para poder duplicar el iris y la esclerótica.³

* Egresada de la Especialidad de Prótesis Maxilofacial de la División de Estudios de Postgrado e Investigación de la Facultad de Odontología de la UNAM.

§ Director de la División de Postgrado e Investigación de la Facultad de Odontología de la UNAM.

|| Coordinador de la Especialidad de Prótesis Maxilofacial de la División de Estudios de Postgrado e Investigación de la Facultad de Odontología de la UNAM.

† Profesor de la Especialidad de Prótesis Maxilofacial de la División de Estudios de Postgrado e Investigación de la Facultad de Odontología de la UNAM.

Estas prótesis se fabrican a partir de un conformador con la forma anatómica y características adecuadas de volumen para reemplazar la pérdida del globo ocular y es particular para cada paciente.

En la Clínica de Prótesis Maxilofacial de la Facultad de Odontología se elaboran prótesis oculares por enmuflado y caracterizado de las partes constitutivas del globo ocular a través de la «Técnica UNAM para la fabricación de prótesis oculares».⁴ Las cuales son realizadas manualmente sobre modelos de yeso obtenidos de copias de las zonas por reconstruir.

Bajo esta técnica el tiempo de realización de una prótesis individual desde la fabricación del conformador protésico, la caracterización (pigmentación) de sus componentes y terminado es de 6 a 8 horas en tres sesiones. Cabe aclarar que en una prótesis de este tipo, el tiempo de vida es definitivo, al seguir los cuidados de lavado solamente con agua sin cloro. Aunque el costo en su fabricación es relativamente bajo, su cobro en algunas clínicas es desmesuradamente mayor.

La hipótesis que se presenta en esta investigación es que los pigmentos en la fabricación de prótesis oculares pueden ser el factor que induce el deterioro, manifestándose como un cambio de color evidente.

El objetivo de este trabajo fue determinar la absorción acuosa, solubilidad y el grado de deterioro físico acelerado que sufren las prótesis al exponerse a diferentes factores como temperatura, humedad y rayos UV *in vitro*.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se fabricaron por enmuflado bajo la Técnica UNAM para la fabricación de prótesis oculares 30 conformadores oculares, con base en un conformador patrón en acrílico termopolimerizable transparente (Nic Tone, México) pigmentado con óleo blanco (Atl, México) en proporción de 0.5 mg en 10 mL de monómero. El conformador patrón tiene un diámetro mayor de 2.65 cm, un diámetro menor de 2.35 cm y una parábola con altura superior de 1.2 cm, 20 conformadores fueron caracterizados con pigmentos de óxido ferroso (Atl, México), café el iris a una circunferencia de 11 mm de diámetro, con pupila negra de 3 mm de diámetro, limbo pigmentado con óleo (Atl, México) en combinación con colores azul y negro aplicado en dos capas y esclerótica pigmentada con dos capas de óleo (Atl, México) color azul y ocre en una sola pincelada cada uno y caracterizada la vascularización con 60 fibras de rayón rojo (IRIS, México) cada uno. Los otros 20 conformadores no fueron caracterizados.

Prueba de sorción acuosa y solubilidad: Las muestras, 10 caracterizadas y 10 sin caracterizar, se colocaron en un desecador con silica gel a 37 ± 1 °C. Después de 24 horas, se retiraron y se pesaron en una balanza (balanza analítica modelo GA 200. Ohaus Corp. Florham Park, N.J.) Se repitió este ciclo hasta que se obtuvo un peso constante (variación del peso no mayor a 0.1 mg en un periodo de 24 horas); éste se reportó como Masa 1 (m_1). Posteriormente estas muestras fueron colocadas en agua a 37 ± 1 °C por 7 días en 50 mL de agua bidestilada por muestra. Después de 7 días se retiraron las muestras, se lavaron con agua, se escurrieron hasta que no se viera humedad en su superficie, se ventilaron y se pesaron después de un minuto de sacadas del agua y esto se reportó como Masa 2 (m_2). Después del pesaje, las muestras se colocaron en el desecador utilizando el ciclo descrito anteriormente y se reportó como Masa 3 (m_3). Se calcularon los valores de acuerdo a las siguientes fórmulas:

$$\frac{m_2 - m_3 \times 100}{m_2} = \% \text{ de sorción acuosa}$$

$$\frac{m_1 - m_3 \times 100}{m_1} = \% \text{ de solubilidad}$$

A los resultados se les aplicó análisis de Anova y prueba de Tukey.

Prueba de deterioro acelerado: Diez muestras caracterizadas se colocaron bajo la luz UV producida por un foco de 375 watts, a una distancia de la fuente lumínica de 12 cm y en condiciones de humedad relativa de $95 \pm 5\%$ y a una temperatura de 70 ± 5 °C con períodos de 30 y 60 días. Para su observación, las muestras fueron fotografiadas digitalmente en un microscopio Intel con 10 aumentos, antes y a los 30 y 60 días de estar en condiciones de envejecimiento acelerado.

La comparación de los cambios de color que sufrieron las muestras caracterizadas, la realizó un solo observador y observó en las fotografías si hubo cambios o no en pupila, iris, limbo o esclerótica. La observación de los cambios se realizó comparando las fotografías de antes con las de los 30 y 60 días en condiciones de deterioro acelerado, realizándole una gráfica de frecuencias.

RESULTADOS

En el cuadro I se reportan los resultados de sorción acuosa en porcentaje.

Existiendo diferencia estadísticamente significativa con una P = 0.039.

En el cuadro II se reportan los resultados de solubilidad en porcentaje. Existiendo diferencia estadísticamente significativa con una P = 0.027.

En el cuadro III y figura 1 se muestra el resultado del análisis de frecuencia de muestras con cambios de color con relación al tiempo y a la zona observada.

DISCUSIÓN

Se observó que hubo mayor solubilidad en los caracterizados así como mayor absorción en los no caracterizados. Esto pudo ocurrir a causa de solubilidad de los pigmentos presentes en los caracterizados.

Los porcentajes de sorción acuosa que se dan en este trabajo no están dentro de los parámetros de la norma No. 12⁵ para resinas acrílicas contemplada para ellas. Esto se debe al tamaño de las muestras que al ser más voluminosas es directamente proporcional a la cantidad de material solubilizado al igual que en la sorción.

Al mismo tiempo, se tomaron fotografías de las muestras antes y después con el objeto de comprobar cambios a los 30 y 60 días (metodología utilizada en estudios para determinar cambios sobre la superficie de materiales restaurativos).^{5,6}

De esta manera (cotejando fotografías de antes y después del procedimiento), se pudo comprobar que las prótesis sufrieron mayor cantidad de cambios en la superficie, también se comprobó que el menor número de cambios se presentó en la pupila y la esclerótica de las prótesis; esto tal vez debido a que cualquiera de los elementos que se encuentren debajo de la superficie de acrílico transparente están sellados herméticamente, lo cual impide el contacto con el medio externo.

Se propone hacer investigación con diferentes tipos de pigmentos para determinar su deterioro y su solubilidad en las condiciones en las que están en la preparación de una prótesis y de acuerdo a los resultados recomendar el que tenga menor deterioro o solubilidad para disminuir riesgos en la biocompatibilidad ya que aunque la exposición a la solubilidad es mínima por el tiempo que está en contacto con la cavidad ocular, la solubilidad y la sorción acuosa se va a presentar en mayor porcentaje en los pacientes con lagrimal.

Los resultados de este trabajo tienen una similitud con el trabajo titulado «Observación del deterioro físico del silicón grado médico tipo «A» e industrial (*dow corning*) expuestos a tres y seis meses al medio ambiente de la Ciudad de México»,⁷ la cual consiste en una pérdida de brillo superficial, esto debiéndose tal vez a que la superficie es la primera parte de la prótesis expuesta a los agentes del medio ambiente, sólo que en este trabajo no hubo controles de temperatura, humedad y nivel de radiación ultravioleta como con nuestro trabajo.

En este estudio se pudieron mantener las prótesis oculares en las condiciones de deterioro acelerado a 70 ± 5 °C y humedad relativa de $95 \pm 5\%$ a una exposición constante de luz ultravioleta de 375 watts como se menciona en pruebas de deterioro acelerado en la Norma No. 18,⁸ para materiales de impresión, alginatos y para cambio de color en la Norma No. 12⁹ de la ADA, con lo que se tuvo más control de las condiciones de prueba.

Cuadro I. Sorción acuosa %.

	Media	Desviación estándar	Coef. variación
Caracterizados	0.00103	0.0000511	0.0000162
No caracterizados	0.00108	0.0000374	0.0000118

Cuadro II. Solubilidad %.

	Media	Desviación estándar	Coef. variación
Caracterizados	0.000414	0.0000278	0.00000879
No caracterizados	0.000383	0.0000296	0.00000936

Cuadro III. Muestras con cambios en el periodo de evaluación.

Días	Pupila	Iris	Limbo	Esclerótica	Superficie
0	0	0	0	0	0
0-30	2	6	7	1	7
30-60	0	1	2	1	7
Total	2	7	9	2	14

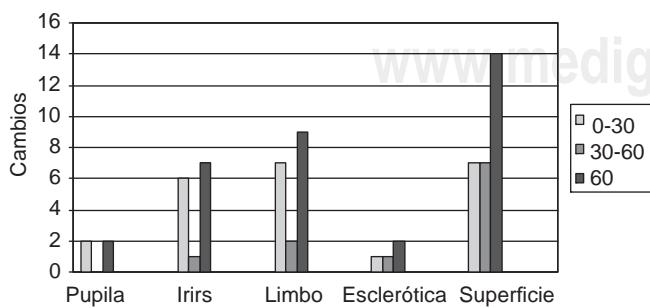


Figura 1. Gráfica de muestras con cambios en el periodo de evaluación.

CONCLUSIONES

Bajo esta metodología las prótesis no caracterizadas tuvieron mayor sorción acuosa y menos solubilidad. Los cambios observados en la superficie de las muestras caracterizadas fueron mayores que los observados en la esclerótica y la pupila. El tiempo de exposición al deterioro acelerado incrementa los cambios de color en las prótesis caracterizadas.

De acuerdo a los resultados se sugiere que aunque definitivas estas prótesis, el cambio observado sea valorado por el clínico y en su caso restituir la prótesis.

REFERENCIAS

1. Adams F. *The genuine works of Hippocrates*. London: Sydenham Society; 1849.
2. Gray PHK. Radiography of ancient Egyptian mummies. *Med Radiogr Photogr* 1967; 43: 2-36.
3. Remensnider JP, Brigelow E, Goldwyn RM. Justinian II and Carthagena: A Byzantine rhinoplasty? *Plant Reconstr Surg* 1979; 63: 19-25.
4. Jankiewicz I y cols. Cap. 3 *Prótesis ocular*. La Habana-CUBA Editorial Quintessence, S.L.
5. Cobb DS, Macgregor CM, Vargas MA, Denehy GE. The physical properties of packable and conventional Posterior resin-based composites: A comparison. *JADA* 2000; 131: 2000; 131 (11): 1610-5.
6. Meng TR Jr, Latta MA. Physical properties of four acrylic denture base resins. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 2005; 6 (4): 2005; 6(4): 93-100.
7. Lema GHA. Trabajo de Titulación de Especialidad. "Observación del deterioro físico del silicón grado médico tipo "A" e industrial (dow corning)", expuestos a tres y seis meses al medio ambiente de la Ciudad de México.
8. Revised American Dental Association Specification No.12 for denture base polymers. *Reports of councils and Bureaus/JADA* 1975; 90(2): 451-8.
9. Report of councils and bureaus. Council adopts American Dental Association Specification No. 18 (Alginato Impression Material). *JADA* 1973; 67: 757-64.

Dirección para correspondencia:

Federico Humberto Barceló Santana
Sur 73 A Núm. 14
Col. Ampliación Sinatel, 09470,
México, D.F.
Teléfono: 55 32 99 25.