

# Análisis de la superficie de resinas flexibles de poliamidas y resinas de metacrilato por microscopía electrónica de barrido.

[Surface analysis of flexible polyamides resins and methacrylate resins by scanning electron microscopy.]

## Autores:

Ing. Gregorutti, Ricardo [1]  
Dr. Saracino, Héctor Luis [2]  
Dr. Okner, Héctor [3]  
Od. Vásquez, Hilario [4]

## Fecha de recepción:

03/06/2017

## Fecha de aprobación:

15/07/2017

[1] LEMIT: Laboratorio de Entrenamiento Multidisciplinario para la Investigación Tecnológica.

[2] Docente. Facultad de Odontología UNLP.

[3] Docente. Facultad de Odontología UNLP.

[4] Protésico dental. Docente IDES.

## Dirección de Contacto:

Instituto de Enseñanza Superior Raúl Duyos. Sociedad Odontológica de la Plata. Lemit.

*Este trabajo fue aprobado y subsidiado por la CIC.*

## RESUMEN

Las resinas a base de poliamidas y las de metacrilato son usadas en la actualidad para confeccionar prótesis dentales removibles. Estas prótesis están soportadas por la mucosa del reborde alveolar residual, por lo que la superficie de las mismas tiene una importancia significativa. Las irregularidades superficiales como poros, pliegues y grietas, pueden generar el desarrollo y crecimiento de colonias de microorganismos que den lugar a procesos inflamatorios. La observación mediante microscopía electrónica de barrido mostró discontinuidades en la superficie de las poliamidas de entre 4 y 20  $\mu\text{m}$  y pliegues. En el caso del metacrilato, su superficie presentó signos de aire atrapado en forma de burbuja, algunas de las cuales se encuentran explotadas. Se estima que estos defectos se produjeron durante el proceso de colado de la pieza.

## PALABRAS CLAVE

Resinas flexibles; Poliamida; Metacrilato; Superficie.

## SUMMARY

Polyamide and methacrylate based resins are currently used to elaborate removable dentures. These prostheses are supported by the mucosa of the residual mucous alveolar membrane, whereby the surface is of significant importance. Surface irregularities such as pores, folds and cracks can lead to the development and growth of colonies of microorganisms that give rise to inflammatory processes. Observation by scanning electron microscopy showed discontinuities at the surface of the polyamides between 4 and 20  $\mu\text{m}$  and folds. In the case of the methacrylate resin, its surface showed signs of trapped air in the form of bubbles, some of which are exploited. It is estimated that these defects occurred during the casting process of the piece.

## KEY WORDS

Flexible resins; Polyamide; Methacrylate; Surface.

## INTRODUCCIÓN

El aparato estomatognático es un conjunto de estructuras anatómicas que conforma una unidad morfológica responsable de funciones como la masticación, la fonación y la deglución. La pérdida de dientes produce alteraciones en esta estructura, con la consecuente repercusión en la vida social o de relación de las personas. La ausencia de dientes, dependiendo de la localización y del número, se puede solucionar mediante prótesis fijas (sujeta a dientes o implantes, de tal forma que el paciente no se la puede quitar) o mediante prótesis removible (el paciente se puede quitar la prótesis y volver a insertar en boca). La prótesis removible puede estar retenida por dientes remanentes o por implantes, pero está soportada en mayor o menor grado por la mucosa del borde alveolar residual (1).

La parte de la prótesis que sostiene los dientes artificiales y que a su vez, está destinada a adosarse y mantenerse en los tejidos blandos de la boca, se denomina base de la prótesis o dentadura. Cuanto mayor sea la adaptación de la base a los tejidos blandos, tanto mejor será la retención de la prótesis y más útil y cómoda resultará para el paciente (2). Las bases de las prótesis tienen como función dar soporte y retención a dientes artificiales en la relación oclusal correcta de cada paciente individual (3).

A lo largo de la historia, en la fabricación de las bases para dentaduras se han empleado varios materiales, entre ellos madera, hueso, marfil, cerámica, metales, aleaciones metálicas y numerosos polímeros (polimetilmetacrilato, poliestireno, poliamida, resina epóxica, policarbonato y vulcanita). La selección de los distintos materiales específicos se ha basado en la disponibilidad, costo, propiedades físicas, cualidades estéticas y características de manipulación.

En los últimos tiempos, se están utilizando resinas a base de polimetacrilato de metilo, variando la forma de polimerización, con lo cual el profesional o laboratorista ahorra tiempo y obtiene mayor comodidad en su manipulación y forma de curado o endurecimiento (4). De este modo, se ha evolucionado de la técnica de termocurado a la técnica de curado rápido, y últimamente al uso de radiación de microonda. La principal ventaja de esta última técnica es el tiempo requerido para el curado. Sin embargo, aún no se ha establecido fehacientemente si el grado de conversión y propiedades del material final en este proceso, son mejores a la de los materiales curados con los métodos convencionales. Un bajo grado

de conversión puede conducir a la liberación de componentes (monómero residual, producto de degradación, iones) que puede influir adversamente en la biocompatibilidad, tanto como en las propiedades mecánicas del material final (5).

Los requisitos que debe tener un material para poder ser considerado apto como base de prótesis son los siguientes:

- Biocompatibilidad.
- Exactitud dimensional.
- Estabilidad dimensional a lo largo del tiempo.
- Temperatura de transición vítrea superior a la de cualquier líquido o sólido que pudiera ingerirse.
- Bajo peso específico, para conseguir prótesis más ligeras.
- Buena conductibilidad térmica.
- Alto límite de fluencia, para evitar deformaciones permanentes.
- Buena resistencia al impacto y a la flexión, para que no se fracturen.
- Elevado límite de fatiga, para evitar fracturas con el tiempo.
- Resistencia adecuada a la abrasión, para evitar desgastes que tiene que ver con la dureza del material.
- Ser químicamente inerte, insoluble y no absorber agua.
- Fácil manipulación y procesado.
- Correcta unión a los dientes artificiales.
- Buena estética.
- Fácil reparación.
- Ser económico.

Si bien no existe ningún material que cumpla completamente todos estos requisitos, las resinas acrílicas resultan ser unos de los más idóneos en la actualidad (6). Las resinas acrílicas, son derivados del etileno, siendo en realidad ésteres de ácidos poliacrílicos. Existe una gran variedad de estas resinas, debido a que el H del radical OH en el ácido metacrílico, puede sustituirse por otro radical de la serie metil, etil, propil, butil, etc. La resina más usada es el polimetacrilato de metilo, por ser la más dura y poseer la mayor temperatura de ablandamiento. Se trata de resinas termoplásticas, sin embargo no es esta propiedad a tener en cuenta para su manipulación, sino la capacidad que tiene el monómero de disolver parcialmente al polímero. Esto forma una masa plástica fácilmente manipulable la cual, una vez conseguida la forma requerida, solidificará por polimerización auto, foto o termoinducida. Es por este motivo que la forma más frecuente de pre-

sentación de las resinas acrílicas es líquido y polvo. La composición del líquido y del polvo presenta una serie de componentes fijos y otros opcionales que pueden estar presentes en función de las características del material que se quiera conseguir, fundamentalmente del tipo de polimerización (7). Mecánicamente, el polimetacrilato de metilo no se comporta como un plástico típico, ya que es un material frágil y relativamente rígido. Las propiedades pueden variar según la composición de la resina y su manipulación, pero como valores medios, tienen una resistencia a la tracción de 55 MPa y a la compresión de 76 MPa, un módulo de elasticidad de 3800 MPa y un límite de fluencia de 26 MPa. En general con un espesor adecuado de la prótesis, se consigue una resistencia adecuada.

La liberación de monómero residual puede tener alguna significancia clínica para aquellos pacientes sensibles al monómero de la resina acrílica. Sin embargo, algunos autores creen que el monómero residual desaparece cuando las dentaduras son colocadas en el agua por varias horas (8,9).

La mucosa oral se puede ver afectada con el correr del tiempo por el monómero residual liberado por los acrílicos utilizados como base de dentaduras (10,11). Casos clínicos reportados por Austin y Basker (12), evidencian importantes grados de irritación de la mucosa oral a consecuencia del monómero residual liberado por distintas resinas para base. El aumento del monómero residual es uno de los principales factores que influye en las distintas propiedades del acrílico, como así también, la liberación del mismo puede controlarse según las formas de procesamiento del material (13).

La mayor cantidad de monómero puede aumentar la deformación permanente causada por una carga pesada, como la utilizada para medir dureza Brinell (8).

La naturaleza viscoelástica de los polímeros provoca que los valores de las propiedades mecánicas dependan no sólo de la temperatura, sino además del tiempo, por lo que los ensayos de impacto cobran especial relevancia en estos materiales. El valor obtenido en el ensayo corresponde a la energía absorbida por el material, que dependerá del conjunto de variables del proceso de obtención de la muestra (6).

Otro de los materiales usados para la confección de prótesis son las poliamidas. Las poliamidas (nylon) son polímeros cristalinos con moléculas de cadena larga, ordenadas en paralelo, lo que le confiere propiedades de insolubilidad, alta resistencia al calor y elevada solidez.

Las poliamidas fueron las primeras fibras sintéticas que alcanzaron el éxito comercial. Las más ampliamente difundidas son el nylon-6 y el nylon-6.6. El primero se obtiene por polimerización de la caprolactama, y por ello se lo conoce también como policaprolactama. Otras poliamidas sintéticas de importancia son el nylon-10, el nylon-6,10 y el nylon-4,6.

Las excelentes propiedades mecánicas que exhiben las poliamidas son consecuencia directa de su estructura cristalina, la cual se ve fortalecida por enlaces intermoleculares tipo puente de hidrógeno que explican la alta energía cohesiva. En comparación con otros altos polímeros, las poliamidas presentan mejores propiedades mecánicas. Considerando su peso molecular relativamente bajo, estos policondensados se destacan entre los productos termoplásticos por su alta tenacidad, resistencia a la flexión, dureza superficial y resistencia a la abrasión (14).

El comportamiento de los nylon en solución es fuertemente afectado por la presencia de los grupos polares amido. La disolución perfecta del nylon requiere por lo tanto, una fuerte interacción entre el solvente y los grupos amido, de modo que los puentes de hidrógeno puedan ser destruidos. A diferencia de otros productos termoplásticos, las poliamidas no tienen una zona de ablandamiento, sino un punto de fusión bastante definido, pasando del estado sólido al líquido en un intervalo de 1 a 2°C. También es característica de las poliamidas su capacidad de absorción de agua. Esta característica es muy importante, ya que de ella dependen otras propiedades. En atmósfera muy seca, endurecen y se vuelven quebradizas, al humedecerse los materiales o fibras de poliamidas vuelven a adquirir su elasticidad original. El agua actúa pues, prácticamente como plastificante (15).

La selección realizada de los materiales de este trabajo se realizó en base a la aparición de nuevos productos como las resinas flexibles a base de poliamidas que no cuentan con información científica relevante que podría ser comparada con los materiales convencionales utilizados para el mismo fin, como las resinas acrílicas de termocurado y las resinas acrílicas curadas por microondas.

De modo que el objetivo del presente trabajo fue analizar la superficie de resinas flexibles y resinas de acrilato por microscopía electrónica de barrido, para determinar el nivel de irregularidades superficiales que puedan afectar el comportamiento de las prótesis.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Los materiales se obtuvieron de por lo menos dos partidas distintas, con su determinada fecha de vencimiento. Los mismos fueron: poliamidas flexibles; marca comercial Deflex y resinas a base de acrilato marca comercial Deflex. Las muestras se obtuvieron en las mismas condiciones de temperatura y presión que se obtienen las poliamidas flexibles y resinas a base de acrilatos, temperatura 265° C y 15 minutos de calentamiento, para luego poder observarlas en el microscopio electrónico de barrido ambiental ESEM marca FEI modelo Quanta 200.

Se utilizaron muestras obtenidas de los restos inyectados y trabajados con las características anteriormente mencionadas y que quedaron de la confección de distintas prótesis (Fig. 1). Las muestras para poder visualizarlas correctamente fueron metalizadas con oro (Fig. 2).



Fig. 1: Muestra de poliamida.



Fig. 2: Muestra de poliacrilato.

## RESULTADOS

### MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO EN POLIAMIDAS

Las imágenes correspondientes a la superficie de las poliamidas de las Fig. 3 a 5 muestran importantes discontinuidades y poros cuyos tamaños varían entre 4 y 20  $\mu\text{m}$ . También se observan pliegues y partículas, las que fueron analizadas por espectroscopía de energía dispersiva de rayos X (EDS), ilustradas en las Fig. 6 y 7.

Los análisis de EDS realizados sobre la matriz revelaron la existencia de picos de C y O, que podrían corresponder a los grupos amidas (-CONH-) que conforman la resina poliamídica. En cuanto a los espectros de las partículas, además de los picos de C y O, se encontraron indicios de Ca y Mg, cuyo origen se desconoce.

En ambos espectros EDS, los picos de Au corresponden al metalizado.

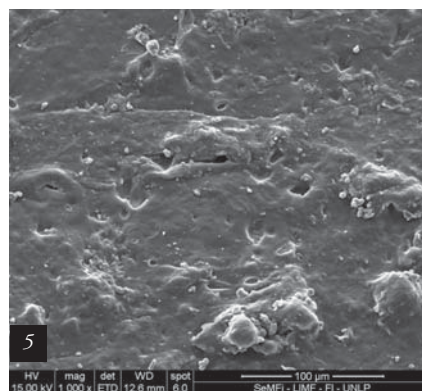
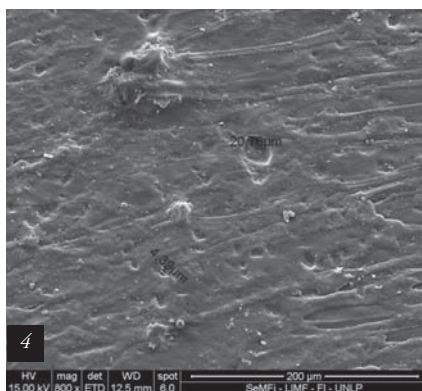
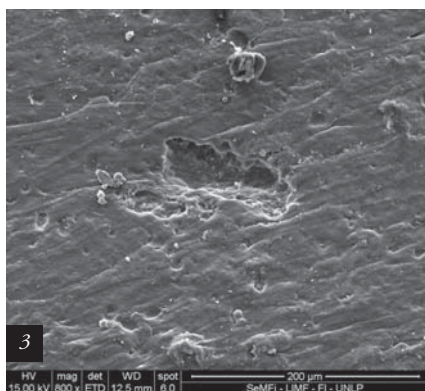
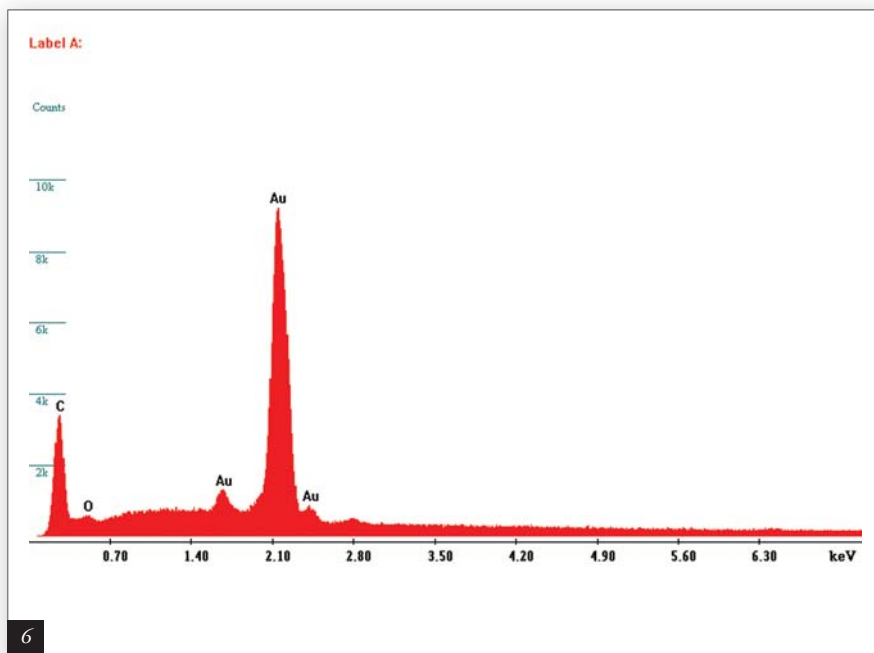


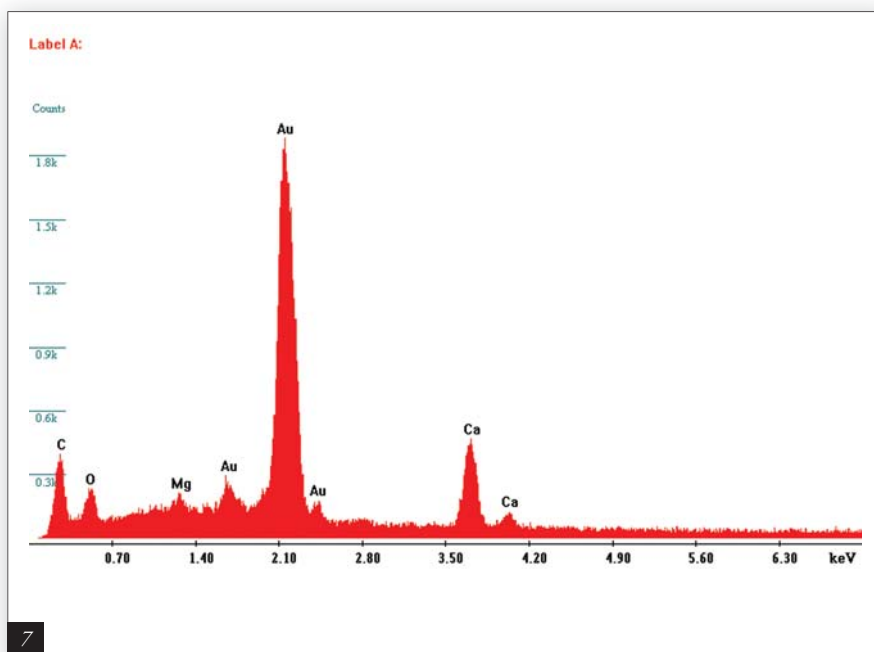
Fig. 3: Discontinuidad y pliegues en la superficie de la poliamida. de la poliamida.

Fig. 4: Tamaños de los poros superficiales de la poliamida.

Fig. 5: Partículas y discontinuidades sobre la superficie de la poliamida.

Fig. 6: EDS de la matriz de la poliamida.

Fig. 7: EDS de partículas sobre la superficie de la poliamida.



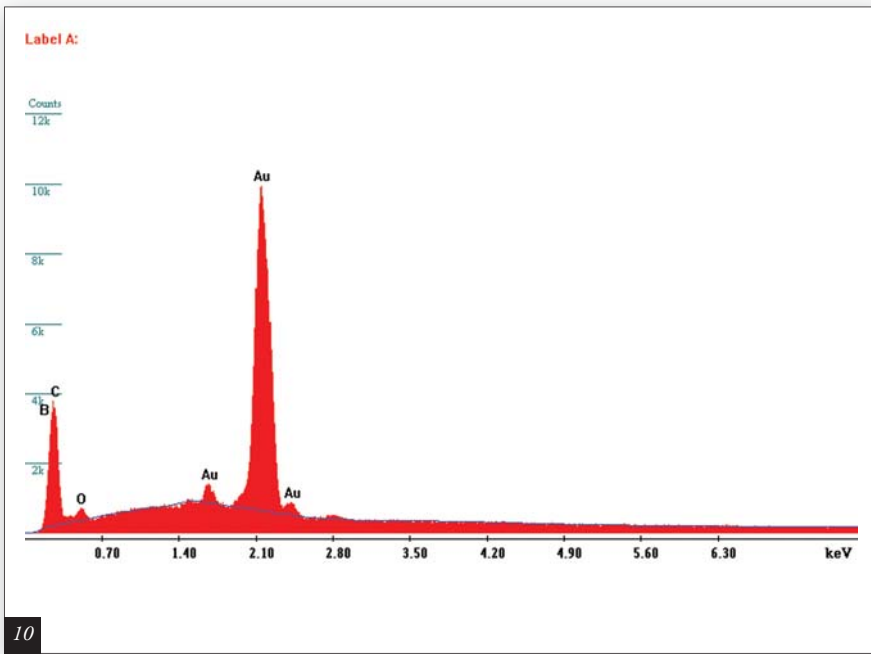
## MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO EN ACRILATO

El acrilato presenta una superficie lisa, con protuberancias que podrían corresponder a aire atrapado en el proceso de mezclado y/o inyectado.

En algunos casos como el de la Fig. 8, esas protuberancias aparecen como estalladas, generando una discontinuidad en la superficie. También se observaron partículas en la superficie del acrilato, como se aprecia en la Fig. 9.

Los espectros EDS de la superficie del acrilato (Fig. 10), mostraron picos de C y O, que pueden corresponder a la cadena (C H<sub>2</sub>=CHCOO-) que conforma el acrílico.

En las partículas se observan picos de C y O, que podría corresponder al acrilato, y picos de Na cuyo origen se desconoce. Los picos de Au corresponden al metalizado.



10

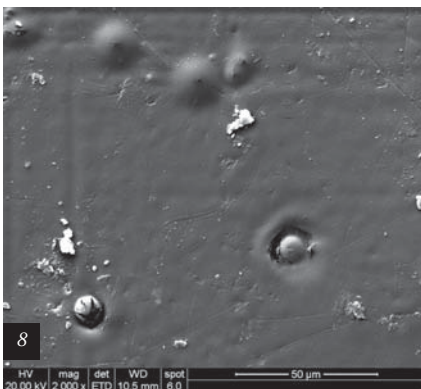


Fig. 8: Superficie del acrilato con protuberancias estalladas.

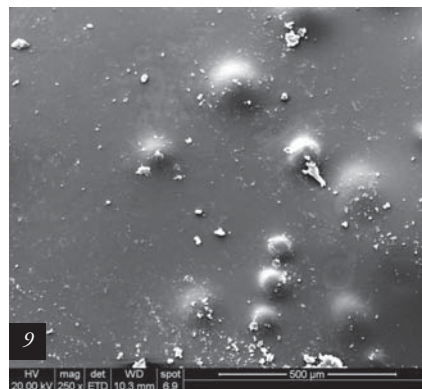
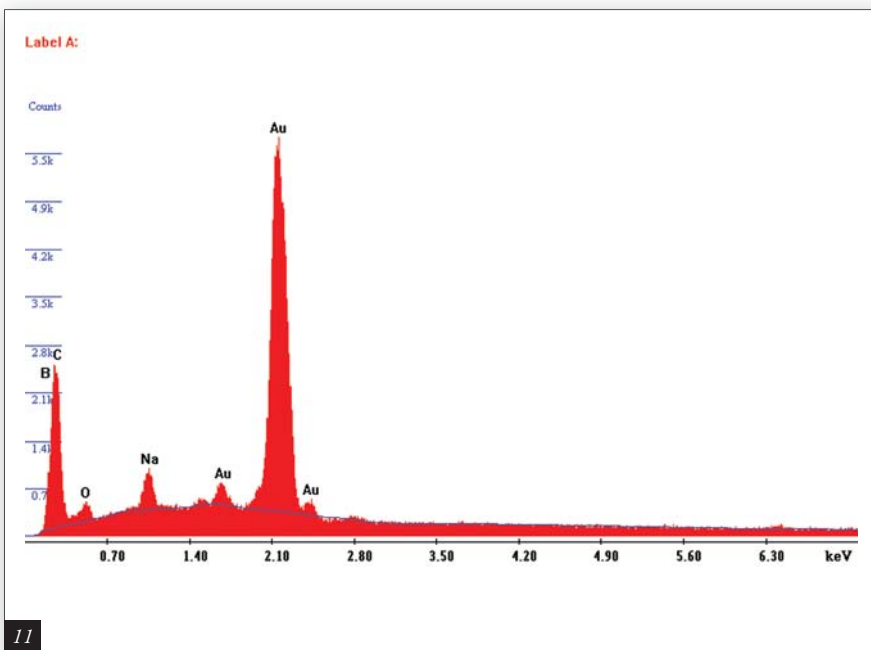


Fig. 9: Partículas sobre la superficie del acrilato.

Fig. 10: Espectro EDS correspondiente a la superficie del acrilato.

Fig. 11: Espectro EDS de las partículas en la superficie del acrilato.



11

## DISCUSIONES

La estomatitis protésica es un proceso inflamatorio asociado a la utilización de prótesis dentales removibles o completas. Se caracteriza por una zona de enrojecimiento persistente en el área de soporte de la prótesis; que puede deberse a las superficies logradas de las mismas, que tengan irregularidades, como pueden ser grietas o porosidades que colaboren en el desarrollo y crecimiento de distintas colonias de microorganismos.

Un estudio realizado por Velazco, G (16) sobre el análisis microscópico de la superficie de materiales para prótesis, pero curadas con distintas técnicas, concluyó que los curados deficientes, ocasionan defectos estructurales del material que producen la retención de microorganismos. En nuestro trabajo, los materiales analizados se trabajaron con la misma técnica (inyección), y se observaron superficies distintas.

Carlos Serrano Granger (17) opina y concluye en su trabajo que errores en el procesado y manipulación de la masa del polímero poliamidas de las bases de prótesis (vaporización del monómero por exceso de temperatura, falta de homogeneidad en el momento de la polimerización o presión inadecuada), dan lugar a la aparición de poros. Las consecuencias son disminución de la resistencia por acumulo de tensiones y dificultad en la limpieza, en caso de que los

poros se localicen en la superficie. También expresa que la penetración o anclaje mecánico en los defectos de la superficie es un mecanismo de la fijación de la placa bacteriana a la superficie de la prótesis, en el caso de las prótesis confeccionadas con resinas acrílicas, en las que los defectos de la superficie pueden favorecer la formación inicial de placa y, además, evitar su remoción (18). Estudios realizados para determinar las características de esta superficie, empleando distintos materiales de impresión, de confección de modelos, agentes separadores y resinas termopolimerizables y autopolimerizables, dan como resultado que la profundidad de las indentaciones varía de 1 a 12  $\mu\text{m}$ , pero siendo la anchura varias veces superior a la profundidad y las paredes con una inclinación expulsiva, ofrecen pequeña resistencia a la remoción de microorganismos (19).

Otros autores (20), establecen que la superficie de los materiales para base de prótesis y la forma en que el hongo *Candida albicans* se adhiere a este material es diferente según la técnica de procesado empleada en su elaboración. De acuerdo con los resultados de este estudio de las distintas técnicas utilizadas, el termo-polimerizado con inyección presenta la superficie más uniforme y con menos defectos, y las superficies más porosas e irregulares se presentan en las bases de poliamidas. ■

## CONCLUSIONES

De acuerdo a los análisis realizados, se puede concluir que las superficies analizadas de los dos tipos de materiales, a pesar de utilizar la misma técnica para su preparación (inyección), es diferente.

El acrilato presenta superficie más lisa y con algunas protuberancias que podrían corresponder al atrape de aire durante la técnica de inyección.

Las poliamidas presentan una superficie con formación de poros de tamaño considerable que pueden provocar dificultad en el momento de realizar la higiene y como consecuencia la retención de placa bacteriana, como así también originar zonas de inflamación.

Por este motivo, las poliamidas deberían ser seleccionadas como materiales protésicos provisórios, que en un corto tiempo serán reemplazadas por materiales protésicos definitivos del tipo Polimetacrilato de Metilo o aleaciones a base de Cromo-Cobalto.

### Agradecimiento

A la Directora del Departamento de Investigación de la Sociedad Odontológica de La Plata, Doctora María José Azzarri, por su apoyo y dedicación.

## Bibliografía

1. Llana Plasencia J.M<sup>a</sup>. *Prótesis completa*. (1992) 1<sup>o</sup> Ed. Barcelona: Editorial Labor; P. 2.
2. Skinner E.W., Phillips R.W. (1970) *La ciencia de los materiales dentales*. Argentina (Buenos Aires): Ed. Monai; 160-178, 179-193 y 194-213.
3. Smith L.T, Powers J.M. Ladd D. (1992) Mechanical properties of new denture resins polymerized by visible light, heat, and microwave energy. *J. Prosthodont.*, 5: 315-320.
4. Kennedy M.J., Rogers A.L., Hanselmen L.R. "y colab". (1992) Variation in adhesion and cell surface hydrophobicity in *Candida albicans* white and opaque phenotypes. *Mycopathologia* 102: 149-56.
5. Geurtsen, W. (1994) Substand released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur. J. Oral. Sci.* 106:687-695.
6. Martínez, A. B. Díaz, M. R. (1994) La fractura del poliestireno: parte II. Comportamiento a velocidades de impacto. *Revista de plásticos modernos*. N° 460.
7. Morrow R.M., Brown C.E. Jr, Stansbury B.E., "y colab" (1971) Compatibility of alginate impression materials and dental stones. *J. Prosthet Dent*, 25: 556-66.
8. Honorez, P. Grimmonster, J. (1989) The effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of a heat-cured acrylic resin. *J. Prosthet. Dent.*, Vol. 61, 510-17.
9. Azzarri, M J, et. al (2003) Efectos de las condiciones de curado en propiedades de resinas acrílicas para base de dentaduras polymerizadas en microondas. *J. of Dentistry* 31, 463-468.
10. McCourtie J., Douglas L.J. (1984) Relationship between cell surface composition, Adherence and virulence of *Candida albicans*. *Infect Immun*; 45: 6-12.
11. Hensten. A. Petersen. (1998) Skin and mucosal reactores associated with dental material. *Eur. J. Oral Sci.* 106:707-712.
12. Austin.Basker. (1980) The level of residual monomer in acrylic denture base materials. *Bit. Dent. J.*, 149-281.
13. Sodomari. Ganefiyanti. Hamada. Arima. (2000) Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. *J. Prosthet. Dent.* 72: 19-22.
14. Meyer A., N Jones., Y Lin. "y colab." (2002) *Macromolecules*, 35, 2784.
15. Davis R. D., Jarrett W.L., Mathias L.J. (2002) *Polymer* 2001, 42, 2621.
16. Velazco, G; Análisis microscópico de la superficie de tres tipos de resinas utilizadas para base de dentaduras removibles; *Rev Europea Odontostomatológica*. Revista en internet 2011 Ene citado el 25 de enero de 2011. Disponible en: [http://bvs.sld.cu/revistas/est/vol462\\_09est07209.htm](http://bvs.sld.cu/revistas/est/vol462_09est07209.htm).
17. Serrano G, G. (2002) *Estudio in vitro de la adherencia de candida albicans a las resinas acrílicas. Memorias para optar al grado de Doctor*. Universidad Complutense de Madrid. ISBN: 84-669-2142-7.
18. Verran J., Maryan C.J. (1997) Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone of different surface topography. *J Prosthet Dent*; 77: 535-9.
19. Davenport J.C. (1972) The denture surface. *Br Dent J*; 133: 101-5.
20. Arévalo Romo, E; (2006) Análisis microscópico de la adherencia de *Candida albicans* in vitro sobre resina acrílica utilizada para bases de dentaduras procesada con tres diferentes técnicas. *Rev. Odontol. Mexicana*; 10, Núm. 4 pp 167-172.