

---

# EFFECTO DE LA TÉCNICA DE FABRICACIÓN SOBRE LA POROSIDAD Y LA DUREZA DE LOS DIENTES ACRÍLICOS\*

MELISSA KÜRZER G.\*\*

**RESUMEN.** Los dientes artificiales son una de las aplicaciones de las resinas acrílicas en odontología. Sus propiedades dependen de la técnica utilizada para manipular la resina acrílica termocurable durante su fabricación. Diversa literatura en torno a las resinas acrílicas para base de prótesis reportan la dependencia de la porosidad y la dureza en algunos parámetros de la técnica de fabricación como la presión, la temperatura y la proporción polvo-líquido. En el caso de los dientes acrílicos son pocos los estudios reportados y se desconoce su efecto. En este proyecto, se modificaron dos parámetros de la técnica de fabricación de los dientes acrílicos: la temperatura y la proporción polvo-líquido, para analizar su efecto sobre la dureza y porosidad. La dureza se midió empleando el indentador Knoop y la porosidad se analizó en un microscopio electrónico de barrido (SEM). Se encontró que la temperatura es la variable que más afecta la dureza y que ninguna modificación de las dos variables genera porosidad interna en la resina acrílica. Todos los procedimientos se llevaron a cabo siguiendo la Norma Técnica Colombiana 1591: Dientes de Resinas Acrílicas.

**Palabras clave:** dientes acrílicos, dureza Knoop, porosidad interna, monómero residual.

**ABSTRACT.** Artificial teeth is one of the most common applications of acrylic resins in Dentistry. The technique used by the manufacturers to handle the heat curing resin affects the final product properties. Several studies about acrylic resins for denture base materials have reported that when some parameters of the manufacturing technique are changed, for example the pressure, the temperature, and the powder-liquid ratio; the porosity and hardness are affected. However, in the case of acrylic teeth the effect is unknown. In this project, two parameters of the manufacturing process of artificial teeth were modified: temperature and powder-liquid ratio, and its effect on the hardness and porosity were analyzed. For measuring hardness a Knoop indenter was used, and for analyzing the porosity the Scanning Electron Microscope (SEM) technique. It was found that temperature is the variable that affects the most superficial hardness and that none of the studied variables generated internal porosity when they were modified. All the procedures were made according to Norma Técnica Colombiana 1591: Dientes de Resinas Acrílicas.

**Keywords:** acrylic teeth, Knoop hardness, porosity, residual monomer.

## INTRODUCCIÓN

Los primeros polímeros de uso odontológico fueron los polímeros acrílicos (1937). De la gran variedad de resinas sintéticas empleadas en procedimientos restaurativos las más usadas son las de tipo acrílico derivadas del polimetacrilato, debido a que son las resinas que proporcionan, con técnicas más o menos sencillas, las propiedades esenciales para el uso en

la boca.<sup>1</sup> Actualmente se emplean en el diseño de bases de prótesis, dentaduras, y como sellantes de puntos y fisuras.

Según la Asociación Dental Americana (ADA), la Organización Internacional de Estandarización (ISO) y la Academia de Prótesis Dentales (actualmente denominada *Academy of Prosthodontics*),<sup>1</sup> para que una resina pueda ser empleada

---

\* Artículo derivado de una investigación realizada como requisito parcial para obtener el título de Magíster en Ingeniería con énfasis en Nuevos Materiales, financiada por New Stetic y el Centro Integrado para el Desarrollo de la Investigación de la Universidad Pontificia Bolivariana.

\*\* Ingeniera Biomédica, Escuela de Ingeniería de Antioquia; Estudiante de Maestría de Ingeniería de Nuevos materiales, Universidad Pontificia Bolivariana. Dirección electrónica: melgui@excite.com

---

KÜRZER G. MELISSA. Efecto de la técnica de fabricación sobre la porosidad y la dureza de los dientes acrílicos. Rev Fac Odont Univ Ant, 2006; 17 (2): 34-45.

RECIBIDO: FEBRERO 28/2006 - ACEPTADO: MAYO 16/2006

oralmente en el diseño de dientes artificiales, debe cumplir con algunas propiedades básicas como no ser porosa<sup>1, 2, 3</sup> y tener determinado valor de dureza (15 daN/mm<sup>2</sup>). La no porosidad de un diente artificial es importante ya que ésta determina su estética e higiene (la porosidad facilita la adherencia de alimentos y bacterias). Además, afecta algunas propiedades mecánicas como la resistencia a la fractura y al impacto. En cuanto a la dureza, se requiere que el diente tenga un índice apropiado para resistir las fuerzas a las que se somete durante su uso en la boca y que no libere durante el desgaste sustancias que pueden ser tóxicas para el organismo.

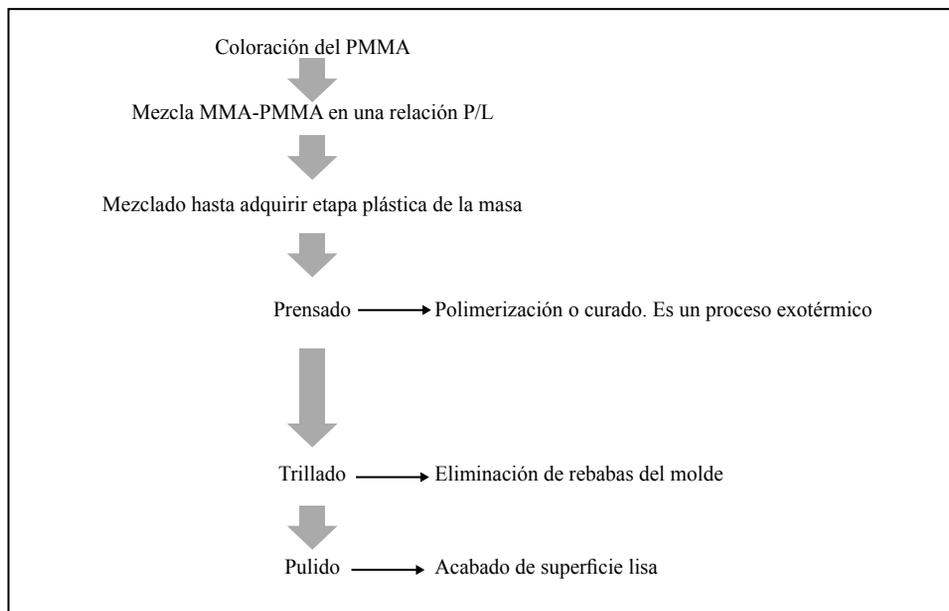
La composición general de las resinas de polimetacrilato de metilo empleadas en la fabricación de dientes acrílicos consiste en un monómero líquido (MMA) y un polímero en polvo (PMMA). También, pueden agregarse un agente de enlace cruzado al monómero y pigmentos al polímero (menor al 5%) que al reaccionar con la luz le dan al diente una apariencia semejante a la dentición natural o a los tejidos blandos circundantes. Además del pigmento, se adiciona peróxido de benzoilo como iniciador de la polimerización. En

la figura 1 se resume el procedimiento general de la técnica de fabricación de los dientes artificiales con base en PMMA.

Diversos estudios realizados con resinas acrílicas para base de prótesis<sup>1, 4</sup> han reportado variaciones en la dureza y porosidad al modificarse algunos de los parámetros de la técnica de fabricación como por ejemplo: la presión, la tasa de calentamiento, la proporción polvo-líquido y la técnica de polimerización, entre otros. Sin embargo, son escasos los proyectos realizados en torno a los dientes con base en resinas acrílicas de PMMA. A pesar de la semejanza en la composición y las propiedades de las resinas acrílicas para base de prótesis y dientes acrílicos, existen algunas diferencias entre ellas, como los pigmentos empleados, la cantidad de agente entrecruzante y la técnica de fabricación.

En el proyecto, se evaluó el efecto de la variación de dos variables de la técnica de fabricación: temperatura de prensado y relación polvo-líquido, sobre la porosidad interna y la dureza superficial de dientes acrílicos de polimetilmetacrilato. Para determinar la porosidad se empleó la microscopía electrónica de barrido; y para la dureza el método de indentación Knoop.<sup>5, 6</sup>

**Figura 1**  
*Esquema de la fabricación de los dientes acrílicos*



## MATERIALES Y MÉTODOS

### Diseño experimental

Para el diseño experimental, se empleó el método de superficie de respuesta con un diseño central rotacional compuesto. Este método fue seleccionado porque ofrece la ventaja de minimizar la cantidad de corridas, puntos experimentales o repeticiones analizadas y permite hallar el punto óptimo de la variable de respuesta o variable de interés (en este caso la dureza). Adicionalmente, el método permite estimar un modelo matemático que relacione la variable de respuesta con las variables independientes que se analizan a diferentes niveles en el experimento (en este caso, la temperatura y la proporción polvo líquido). Por ser un diseño central compuesto rotacional, el modelo estimado puede representarse mediante un polinomio de segundo orden. Los puntos experimentales del diseño se ilustran en la tabla 1. Como tratamiento se entiende una muestra o diente artificial.

**Tabla 1**  
*Puntos seleccionados para el diseño experimental*

Tratamiento	Variable natural	
	Relación polvo-líquido (g/ml)	Temperatura de curado (°C)
1	1,71	100,0
2	2,63	100,0
3	1,71	140,0
4	2,63	140,0
5	2,17	148,3
6	2,82	120,0
7	1,51	120,0
8	2,17	91,7
9	2,17	120,0
10	2,17	120,0
11	2,17	120,0
12	2,17	120,0
13	2,17	120,0
14	2,17	120,0
15	2,17	120,0
16	2,17	120,0

### Preparación

Todos los dientes se fabricaron con mezcla incisal en una sola capa empleando el proceso de fabricación descrito en la figura 1. Todas las mezclas se curaron con igual presión en una prensa hi-

dráulica piloto de la empresa New Stetic<sup>1</sup>. Sólo se modificaron las temperaturas y las proporciones polvo-líquido.

### Dureza

Para la fabricación de las muestras dentales, se siguió el procedimiento recomendado por la Norma Técnica Colombiana 1591 del Icontec. Los dientes se cortaron paralelamente al borde incisal (a  $1,5 \pm 0,5$  mm del borde incisal) empleando un motor de alta velocidad marca modelo B-1<sup>2</sup>. Una vez cortadas, se embebieron en acrílico en forma de discos de 13 mm de diámetro y 2 de espesor aproximadamente. Las muestras eran planas y se pulieron para darles un acabado de espejo. Para el pulido de las muestras se emplearon papeles de lija 400 y 600 en húmedo, seguido de piedra pómez en húmedo y finalmente tiza para brillar en seco.

### Porosidad

Para poder analizar la porosidad interna, los dientes artificiales se seccionaron por el centro ya que ésta es la zona de mayor aumento de la temperatura durante la polimerización. La superficie interna expuesta se analizó plana y sin pulir. De cada punto experimental se analizaron dos muestras o dientes.

### Condiciones de ensayo

#### Dureza

Se empleó el método de indentación Knoop para medir la dureza de la superficie de los dientes acrílicos. Este método consiste en forzar un indentador de diamante con forma de rombo elongado (con una diagonal más larga) sobre la superficie del material para formar en ella una indentación o huella. El indentador se presionó sobre el material bajo condiciones controladas de carga y tiempo empleando un microdurómetro. La longitud de la diagonal de la huella formada, se midió mediante un microscopio incorporado al instrumento y se relacionó matemáticamente con el índice de dureza de la superficie del material mediante la ecuación:

<sup>1</sup> New Stetic, Guarne, Colombia

<sup>2</sup> DEMCO, New York, USA.

$$HK = c * F / L^2$$

Donde c es una constante igual a 14,229, F es la carga aplicada y L es la longitud de la diagonal más larga. Los microdurómetros modernos calculan automáticamente la dureza del material al medir la longitud de la huella con el microscopio.

El microdurómetro empleado fue el modelo Wilson-Tukon 2100B<sup>3</sup>. El número de muestras por ensayar, la cantidad de indentaciones o huellas realizadas sobre cada una de ellas para la determinación de la dureza y las condiciones de ensayo se eligieron y desarrollaron teniendo en cuenta la Norma Técnica Colombiana 1591. Se prepararon cuatro dientes o muestras por cada punto experimental mencionado en la tabla 1 y se realizaron diez indentaciones igualmente espaciadas sobre cada una de ellas. De esta manera, de cada punto experimental se obtuvieron en total 40 medidas de longitud y, por tanto, de dureza. De las 40 medidas de dureza se calculó el promedio y la desviación estándar. Para la determinación de la dureza, se empleó una carga de 100 g y un tiempo de contacto de 20 s. Todas las mediciones se realizaron 24 y 48 horas después de la preparación de las muestras.

### Porosidad

Las muestras se analizaron con un aumento de 200X. Previo al montaje de las muestras en el microscopio electrónico de barrido (SEM), éstas se cubrieron con una capa de oro por aproximadamente 15 min. En el caso de observarse poros en las muestras, el porcentaje de porosidad y el tamaño de estos se determinó empleando el *software* SCION. El SEM empleado fue el microscopio marca modelo JSM-5910LV<sup>4</sup>.

## RESULTADOS

### Dureza

En la tabla 2 se indica el valor de dureza Knoop para cada uno de los puntos del diseño experimental. El valor de la dureza de cada muestra equivale al promedio de las 40 indentaciones y su desviación estándar.

**Tabla 2**  
Valores de dureza Knoop

Ensayo	Temperatura (°C)	Proporción polvo-líquido (gr/ml)	Dureza Knoop
1	100,0	1,71	18,4 ± 0,315
2	140,0	2,63	17,4 ± 0,386
3	100,0	2,63	17,2 ± 0,771
4	140,0	1,71	17,6 ± 0,519
5	120,0	1,51	18,8 ± 0,360
6	120,0	2,82	18,2 ± 0,711
7	91,7	2,17	16,6 ± 1,080
8	148,3	2,17	17,9 ± 0,513
9	120,0	2,17	19,7 ± 0,470
10	120,0	2,17	19,9 ± 0,486
11	120,0	2,17	19,2 ± 0,545
12	120,0	2,17	18,7 ± 0,759
13	120,0	2,17	18,2 ± 0,443
14	120,0	2,17	18,8 ± 0,498
15	120,0	2,17	18,4 ± 0,448
16	120,0	2,17	18,6 ± 0,449

Para determinar el efecto o grado de incidencia que tiene cada uno de los factores sobre la variable de respuesta, se realizó un análisis de Pareto (figura 2, tabla 3) y un análisis de varianza (ANOVA) de los resultados obtenidos (tabla 4).

El diagrama de Pareto es un método que permite discriminar, entre las causas de un problema, cuáles son las más importantes o tienen mayor incidencia. En el diagrama, que consiste en un histograma, se organiza en orden descendente cada una de las variables analizadas según su efecto (longitud de la barra) sobre la variable de respuesta. De esta manera, las variables que aparecen en la parte superior son las que tienen mayor efecto. Las barras que pasan al lado derecho de la línea vertical divisoria del diagrama son las que poseen mayor importancia sobre la variable analizada.

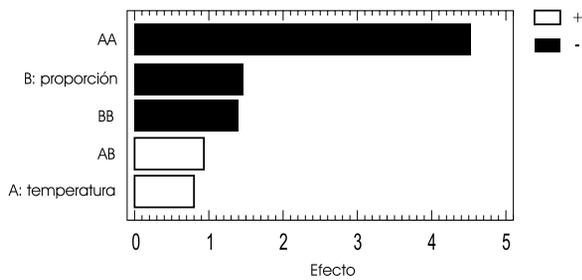
El ANOVA es una herramienta estadística que permite analizar de manera independiente el efecto de cada uno de los factores involucrados en el experimento sobre una variable de interés, y también determinar si existe interacción entre ambas y si ésta ejerce un efecto sobre la variable de respuesta. En una tabla de ANOVA se emplea el valor P o la prueba F (Fisher) para determinar si un factor tiene incidencia o no sobre la variable en estudio.

Los cálculos fueron realizados por medio del programa estadístico STATGRAPHICS PLUS 5.0.

<sup>3</sup> Instron, Massachusetts, USA.

<sup>4</sup> JEOL, Massachusetts, USA.

**Figura 2**  
Análisis de Pareto



**Tabla 3**  
Efectos estimados para la dureza según el diagrama de Pareto

Variable	Efecto
Promedio	18,94 ± 0,21
A: temperatura	0,31 ± 0,42
B: proporción	-0,56 ± 0,42
AA	-1,80 ± 0,42
AB	0,50 ± 0,60
BB	-0,55 ± 0,42

**Tabla 4**  
Análisis de varianza

Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado medio	Valor F	Valor P
A: temperatura	0,19	1	0,19	0,55	0,4600
B: proporción	0,63	1	0,63	1,82	0,2100
AA	6,48	1	6,48	18,61	0,0015
AB	0,25	1	0,25	0,72	0,4200
BB	0,60	1	0,60	1,74	0,2200
Error total	3,48	10	3,48		
Total	11,64	15			

Al analizar el diagrama de Pareto y cuantificar los datos en la tabla de efectos estimados (tabla 3), puede observarse que la temperatura es la variable que tiene mayor incidencia sobre la dureza de los dientes acrílicos (más específicamente su componente cuadrático o el factor temperatura elevado al cuadrado, AA) debido a que posee un efecto absoluto de  $1,8 \pm 0,42$  aproximadamente, mayor que el efecto de las demás variables. Además, en el histograma la barra de AA se encuentra a la derecha de la línea vertical. Esto también puede deducirse del análisis de varianza, donde el componente cuadrático de la temperatura presenta un valor P menor a 0,05. Sin embargo, al observar en la tabla 3 el efecto estimado de las demás variables y el gráfico de la superficie de respuesta (figura 3), puede decirse que las interacciones y la proporción (con sus componentes lineal y cuadrático) tienen un ligero efecto sobre la dureza (la gráfica no es lineal sino que posee una ligera curvatura). Si se considera que en el proceso de fabricación de los dientes acrílicos el factor proporción es fácilmente

controlable y relativamente económico, se puede decir que a pesar de su poco efecto estadístico sobre la variable de respuesta, puede ser empleada en el proceso de manufactura para maximizar la dureza.

Para estimar el modelo que mejor describe el comportamiento de la dureza en función de la temperatura y la proporción polvo-líquido; y los coeficientes del polinomio también se empleó el programa estadístico STATGRAPHICS PLUS 5.0. Debido a que el término lineal de la temperatura es la única variable que no tiene incidencia sobre la dureza (variable A en el diagrama de Pareto), esta se excluyó del modelo al momento de calcular los coeficientes de regresión. Así, tras calcular los coeficientes, el modelo que representa la superficie de respuesta es de la forma:

$$\text{Dureza} = -11,1806 + 1,7681X_2 + 0,027X_1X_2 - 0,00225X_1^2 - 1,29961X_2^2$$

Donde  $X_1$  es la temperatura y  $X_2$  es la proporción polvo-líquido. De esta manera, es posible calcular

el valor de dureza para los dientes acrílicos cuando son fabricados con determinado valor de temperatura y de proporción polvo-líquido.

La curva que representa este modelo se presenta en la figura 4.

Como puede observarse en el gráfico de la figura 4, existen puntos de máxima eficiencia. Es decir, existe un valor específico para la temperatura y la relación polvo-líquido que permite obtener un valor de máximo de dureza. Estos se calcularon con el

STATGRAPHICS PLUS 5.0. El valor óptimo de dureza y de los factores que la maximizan son:

Temperatura = 118,481 °C

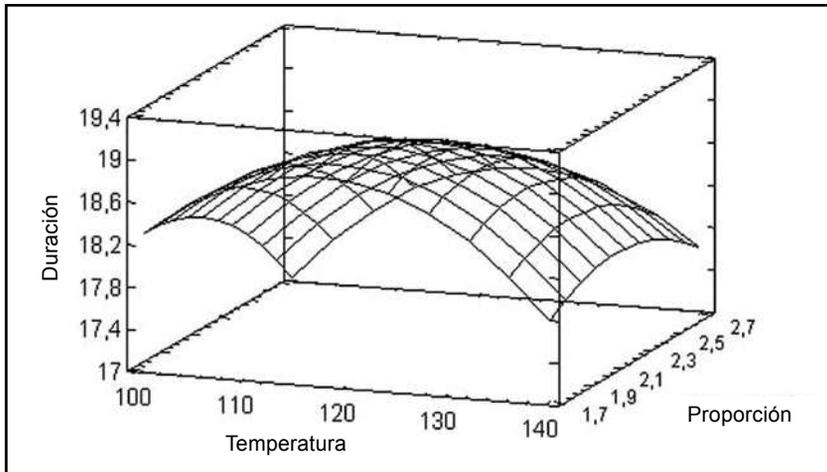
Proporción polvo-líquido = 1,91915

Dureza = 19,0142

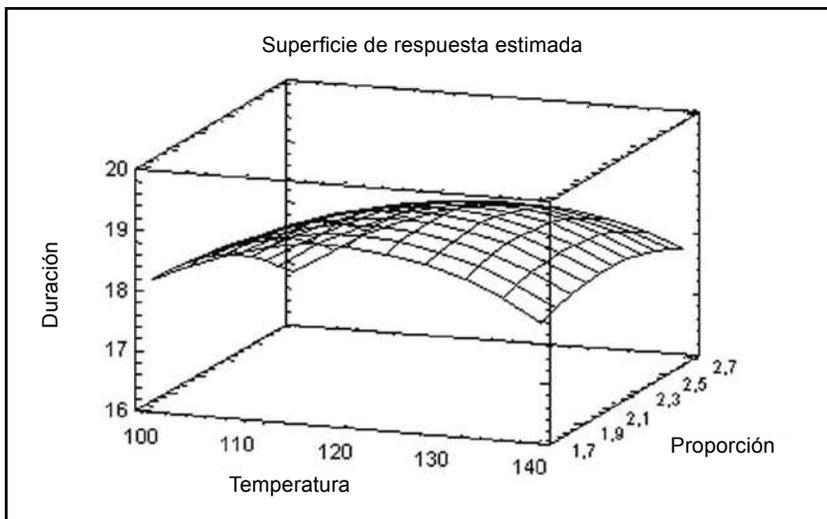
**Porosidad**

Algunas de las imágenes observadas en SEM se ilustran en la figura 5.

**Figura 3**  
*Superficie de respuesta de la dureza*



**Figura 4**  
*Gráfico del modelo matemático excluyendo el factor lineal de la temperatura*



**Figura 5**  
*Imágenes en SEM de los puntos del diseño experimental*

T = 140 °C, p/l = 2,63

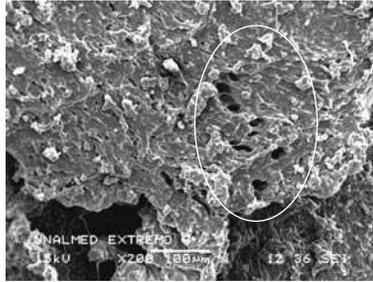


Imagen a

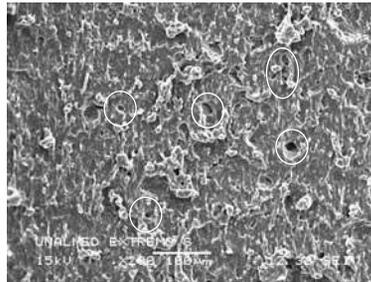


Imagen b

T = 140 °C, p/l = 1,71

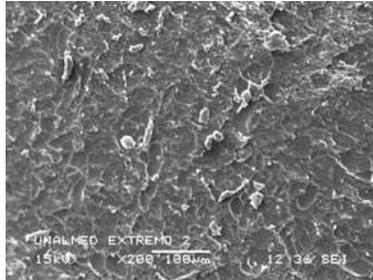


Imagen a

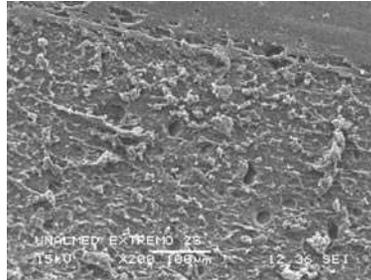


Imagen b

T = 100 °C, p/l = 1,71

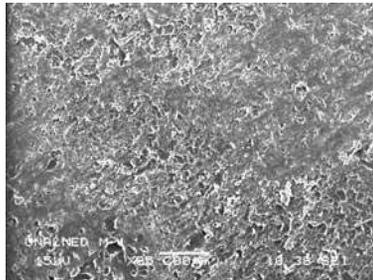


Imagen a

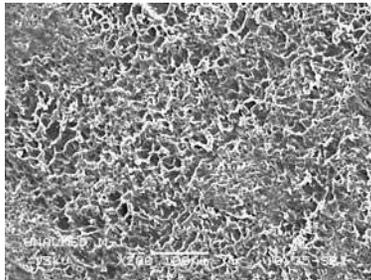


Imagen b

T = 100 °C, p/l = 2,63

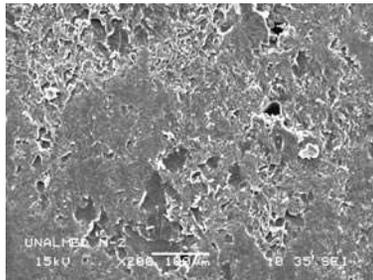


Imagen a

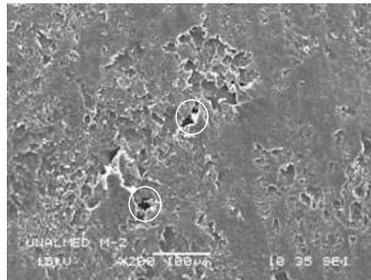


Imagen b

T = 120 °C, p/l = 2,82

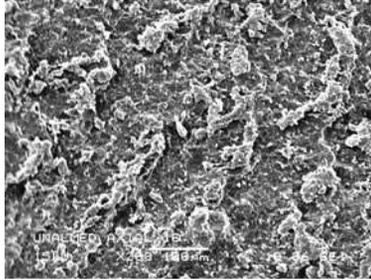


Imagen a

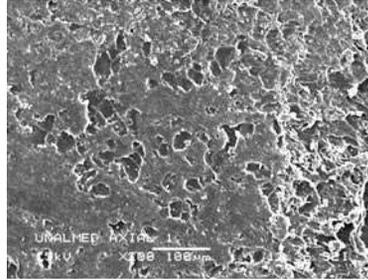


Imagen b

T = 148 °C, p/l = 2,17

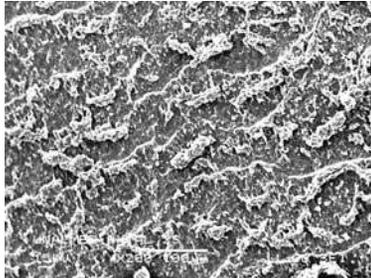


Imagen a

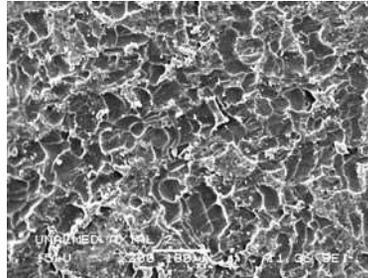


Imagen b

T = 120 °C, p/l = 1,51

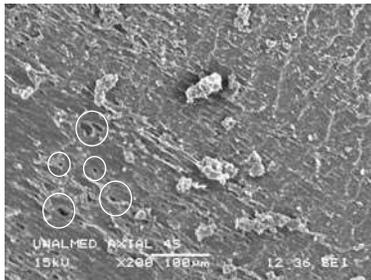


Imagen a

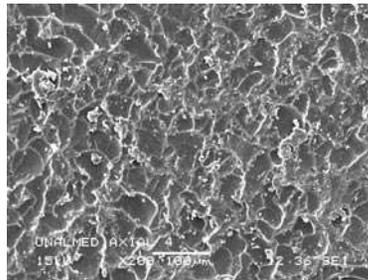


Imagen b

T = 91,7 °C, p/l = 2,17

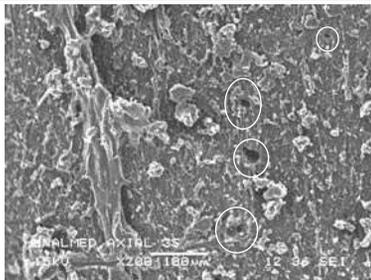


Imagen a

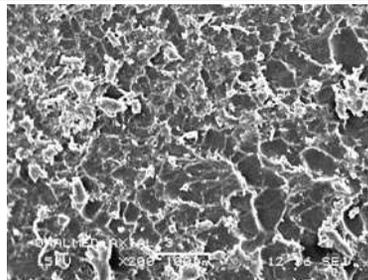


Imagen b

T = 120 °C, p/l = 2,17

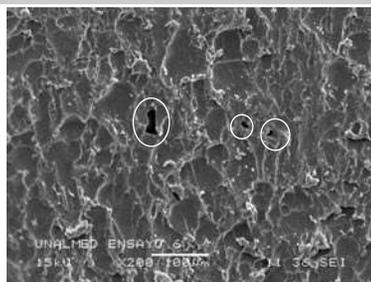


Imagen a

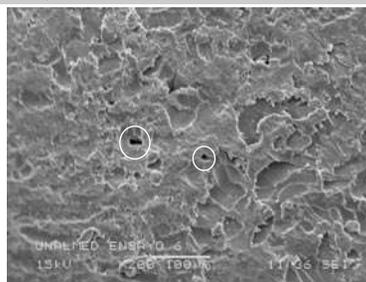


Imagen b

**Tabla 5**  
*Porcentaje de porosidad y tamaño de los poros para los puntos del diseño experimental*

Muestra	Tamaño promedio de poros (µm)	Porcentaje de porosidad
T = 100 °C, p/l = 2,63	Probeta a: 29,57	<1
	Probeta b: 15,176	1
T = 100 °C, p/l = 1,71	Sin poros	0
T = 140 °C, p/l = 2,63	Probeta a: 15,5	<1
	Probeta b: 28,75	<1
T = 140 °C, p/l = 1,71	Sin poros	0
T = 120 °C, p/l = 2,82	Sin poros	0
T = 148,3 °C, p/l = 2,17	Sin poros	0
T = 120 °C, p/l = 1,51	Probeta a: 20	<1
	<b>Probeta b:</b> sin poros	0
T = 91,7 °C, p/l = 2,17	Probeta a: 92	<1
	<b>Probeta b:</b> sin poros	0
T = 120 °C, p/l = 2,17	Probeta a: 23,5	<1
	Probeta b: 22,7	<1

Al visualizar las muestras en SEM, se observó que estas no poseían poros o tenían pocos en su superficie. En el caso de las muestras en las cuales se observó porosidad, ésta se localizaba hacia el centro de la muestra y no en su periferia. Al analizar su forma, algunos de los poros son esféricos mientras que otros son irregulares, presentándose en mayor cantidad estos últimos. Así mismo, al analizar el porcentaje de porosidad presente en cada una de las muestras, todas poseen un porcentaje menor o igual al 1%. De esta manera, puede considerarse que las variaciones en la temperatura y la proporción polvo-líquido durante la fabricación de dientes acrílicos no afectan su porosidad interna. En la tabla 5 se indica el tamaño de los poros y el porcentaje de porosidad en las muestras con porosidad.

## DISCUSIÓN

### Dureza

En el análisis de resultados, se determinó que al variar la temperatura y la proporción polvo-líquido se puede maximizar la dureza hasta un valor de 19,01 KHN (Knoop Hardness Number). Este valor máximo se alcanza usando en el proceso de fabricación una temperatura de 118,48 °C y una relación polvo-líquido de 1,91; siendo la temperatura la variable que mayor incidencia presenta sobre la dureza del material. Por tanto, en la fabricación de dientes acrílicos debe prestarse mayor atención a esta variable. Sin embargo, a pesar de su efecto, su incidencia sobre la dureza no es significativa, por lo que si se desea mejorar esta propiedad en los dientes acrílicos se deben emplear otras alternativas,

como por ejemplo, crear materiales compuestos reforzando la resina acrílica.<sup>7, 8</sup> Con respecto a lo anterior, debe tenerse en cuenta que aunque estos materiales se empleen en la fabricación de compósitos, el máximo valor de dureza que podría llegar a alcanzarse seguiría estando por debajo de los 270-350 KHN que presenta el esmalte de un diente natural (el autor Shiro Suzuki en 2004,<sup>8</sup> reporta una dureza Knoop de 28,2 a 29,8 KHN para resinas con microrrellenos). Adicionalmente, se recomienda tener precaución con los valores de temperatura y proporción seleccionados durante la fabricación ya que aunque no es significativo el valor máximo de la dureza que se logra alcanzar, sí es posible obtener valores bajos de dicha propiedad para determinadas condiciones de temperatura y proporción. Por ejemplo, la probeta fabricada con una temperatura de 91,7 °C y una proporción 2,17 obtuvo un valor promedio de 16,6 KHN, muy cercano al mínimo exigido por el Icontec (15,0 KHN).

Considerando los resultados de otras investigaciones realizadas en resinas acrílicas existen diversas situaciones que explican los resultados obtenidos. Gay en 1979<sup>1</sup> y Jerolimov en 1985<sup>9</sup> reportan que en resinas acrílicas para bases de prótesis, a mayor cantidad de monómero presente, disminuye la cantidad de monómero residual en las resinas acrílicas poscuradas. De esta manera, los dientes fabricados con las proporciones más líquidas presentan mayor monómero durante la etapa de mezclado y por tanto tras ser polimerizadas tendrán menor monómero residual y su dureza será mayor. Lo contrario sucede para las muestras preparadas con las masas más secas. Por ejemplo, si se comparan las muestras con temperatura de 100 °C pero proporción diferente, la más líquida posee mayor dureza. Igual sucede con las de 140 y 120 °C, aunque en estas la diferencia no es tan notoria por el ligero efecto que tiene la proporción sobre la dureza del material (diagrama de Pareto, figura 2).

Otra explicación para los resultados obtenidos, se basa en el reporte de Jerolimov y colaboradores en 1985,<sup>9</sup> Von Franhoufer en 1971<sup>10</sup> y Vallittu y colaboradores en 1998.<sup>11</sup> En sus investigaciones, reportan que el aumento de la temperatura durante

la polimerización está directamente relacionada con la cantidad de monómero empleado<sup>9</sup> y cuando no se alcanza el punto de ebullición del monómero (100,3 °C), la cantidad de monómero residual presente es mayor.<sup>10, 11</sup> De esta manera, en las muestras más líquidas (que poseen mayor cantidad de monómero) habrá mayor aumento de la temperatura durante la etapa de polimerización y es más probable que se alcance más fácilmente la temperatura de ebullición del monómero aumentándose la dureza del material por una disminución del monómero residual. Lo contrario sucede para las muestras más secas. Por ejemplo, si se compara la muestra de temperatura 91,7 °C y proporción 2,17, con la de temperatura de 120 °C y proporción 1,51, en esta última la muestra posee mayor cantidad de monómero y su temperatura sobrepasa el punto de ebullición. De esta manera, su dureza es mayor.

También, otra explicación, es que durante el curado de la resina acrílica, las moléculas del monómero se mueven debido a choques térmicos entre ellas y de manera pasiva gracias a la aplicación de calor externo. Así, a medida que aumenta la temperatura, se incrementa la movilidad molecular del monómero obteniéndose mayor polimerización. Esto explica por qué al aumentar la temperatura se incrementa la dureza en el material. Sin embargo, cuando la temperatura supera los 125 °C (Tg del material) este comienza a depolimerizarse<sup>12</sup> causando una disminución en la dureza del material. Por ejemplo, si se compara el valor de dureza para todas las muestras que tienen una proporción polvo-líquido de 2,17 pero diferente temperatura, la muestra de 91,7 °C tiene menor dureza que las de 120 °C y en el caso de la muestra de 148,3 °C, que sobrepasa la temperatura de ablandamiento, su valor de dureza disminuye con respecto a la de 120 °C. Igual sucede con las muestras de 1,71 de proporción en donde la fabricada con 140 °C posee menor valor de dureza por ser una temperatura mayor al punto de ablandamiento.

Por último, cabe mencionar que debido al alcance del presente estudio, se requeriría de otras técnicas para cuantificar la cantidad de monómero residual y

el grado de polimerización en las diferentes muestras, como por ejemplo la espectroscopia infrarroja.

### Porosidad

El tamaño de todos los poros en el material bajo estudio es de escala micrométrica, por lo que existen restricciones en el uso de algunas técnicas de análisis como lo es la adsorción de gases que permite medir poros de tamaño nanométrico. Así mismo, todos los poros observados en las muestras estudiadas se concentran en el centro del material, y no en sus extremos, coincidiendo con la experiencia de otros investigadores.<sup>9,12</sup> La explicación para esta situación está en que la superficie del molde metálico conduce el calor a través de la periferia.

El hecho de que al variar la temperatura y la proporción polvo-líquido no se afecte la porosidad en el material (o su efecto sea despreciable), se debe a que la presión aplicada durante la etapa de prensado eleva el punto de ebullición del monómero evitando que el calor externo aplicado al material, así como el exotérmico generado durante la reacción de polimerización, cause la vaporización del monómero y se genere una porosidad exotérmica. Esto coincide con los resultados reportados por Yau y colaboradores en 2002<sup>13</sup> en resinas acrílicas para base de prótesis. En cuanto a la porosidad por contracción, la presión de la prensa compensa la disminución de presión dentro del molde generada por la contracción del material, evitando así una formación de poros. Adicionalmente, al emplearse una presión adecuada durante el curado, se incrementa la densidad de empacamiento en el material disminuyéndose la posibilidad de formación de poros por contracción.<sup>1</sup>

Si se deja a un lado la eliminación de los poros por efecto de la presión, es posible que a pesar de la alteración de la relación polvo-líquido no se hayan generado poros debido al tamaño de partículas presentes en la mezcla. En las mezclas más secas, a pesar de tener menos monómero, el tamaño de partículas pudo ser adecuado para "acomodar" la menor cantidad de monómero presente. Así, la interacción entre partículas logra ser adecuada y hay menos sitios potenciales para la

formación de poros. En el caso de las mezclas de proporción polvo-líquido más bajas, la presencia de mayor cantidad de monómero garantiza mayor penetración del monómero entre las partículas poliméricas, existiendo una adecuada interacción y disminuyéndose la posibilidad de formarse poros. Sin embargo, para poder confirmar este análisis, se requiere realizar un estudio en torno a la distribución de tamaño de partículas de las diferentes mezclas y un estudio granulométrico.

### CORRESPONDENCIA

Melissa Kürzer G.  
Maestría de Ingeniería de Nuevos Materiales  
Universidad Pontificia Bolivariana  
Medellín, Colombia  
Dirección electrónica: melgui@excite.com

### CONCLUSIONES

- La porosidad interna en dientes acrílicos de PMMA no se afecta considerablemente al alterar la proporción polvo-líquido y la temperatura, siempre que exista una presión de curado en el proceso de fabricación que contrarreste su efecto.
- La porosidad generada en los dientes de resinas acrílicas es de orden micrométrico.
- La porosidad interna en los dientes acrílicos de PMMA se concentra en el centro del material y no en sus extremos.
- La temperatura de curado es la variable que más influye sobre la dureza de los dientes acrílicos de PMMA. Sin embargo su efecto no es significativo.
- La incidencia de la temperatura y la proporción polvo-líquido sobre la dureza de los dientes acrílicos se debe, en gran medida, a la alteración de la cantidad de monómero residual presente en el producto final.

### REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Gay WD, King GE. An evaluation of the cure of acrylic resins by three methods. *J Prosthet Dent*, 1979; 42: 437-440.

2. Bafle M, Graser GN, Myers ML, Li EK. Porosity of denture resin cured by microwave energy. *J Prosthet Dent*, 1991; 66: 269-274.
3. International Standardization Organization. Dentistry. Synthetic polymer teeth, ISO 3336: 1993 (E).
4. Keller JC, Lautenschlager EP. Porosity reduction and its associated effect on the diametral tensile strength of activated acrylic resins. *J Prosthet Dent*, 1985; 53: 374-379.
5. Norma técnica colombiana NTC 1591. Odontología: dientes de polímeros sintéticos. Bogotá: Icontec, 2004.
6. Wang L, Perlatti D'Alpino PH, Gonzaga Lopes L, Pereira JC. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci*, 2003; 11(3): 162-167.
7. Yap AU, Wang X, Wu X, Chung SM. Comparative hardness and modulus of tooth-colored restoratives: A depth-sensing microindentation study. *Biomaterials*, 2004; 25(11): 2179-2185.
8. Shiro Suzuki. In vitro wear of nano-composite denture teeth. *J Prosthodont*, 2004; 13: 238.
9. Jerolimov V, Huggett R, Brooks SC, Bates JF. The effect of variations in the polymer/monomer mixing ratios on residual monomer levels and flexural properties of denture base materials. *Quintessence Dent Technol*. 1985; 9(7): 431-434.
10. Von Franhoufer JA. The surface hardness of polymeric restorative materials. *Br Dent J*, 1971; 130(6): 243-245.
11. Vallittu PK, Ruyter IE, Buykuilmaz S. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. *Eur J Oral Sci*, 1998; 106(1): 588-593.
12. Wolfaardt JF, Cleaton-Jones P, Fatti P. The occurrence of porosity in a heat cured poly (methyl methacrylate) denture base resin. *J Prosthet Dent*, 1986; 55(3): 393-400.
13. Yau WF, Cheng YY, Clark RK, Chow TW. Pressure and temperature changes in heat-cured acrylic resin during processing. *Dent Mater*, 2002; 18(8): 622-629.