



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

---

---



## **FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

INFLUENCIA DE LA TÉCNICA DE PROCESADO EN  
LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE UN SILICÓN  
INDUSTRIAL USADO PARA RECONSTRUCCIÓN DE  
TEJIDOS BLANDOS

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**C I R U J A N O   D E N T I S T A**

P R E S E N T A:

EDMUNDO PACHECO GARDUÑO

TUTOR: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA

MÉXICO, D.F.

2011



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

*A Dios, Mis Padres y a la UNAM.*

*Gracias por todo.*

## AGRADECIMIENTOS

A mi Papa Edmundo y mi Mama Adelina, que me han acompañado y guiado siempre, mostrando su amor en cada momento, brindándome alegrías y buscando todo para que nunca me haga falta una sola cosa, siendo las personas más importantes que iluminan mi camino y que contare con ellos para siempre. Gracias por todo su amor que es recíproco.

A mis hermanas; Elvis, Caro, July y Ade; que siempre están presentes en mi vida, dándome su apoyo incondicional y procurando de mi, que de igual manera siempre se percatan porque todo marche bien en mi y siga el camino correcto.

A Reny, Santi, Dana, Brendita, Emi y Carlitos, porque siempre me hacen muy feliz y me recuerdan que siempre hay alguien para seguir adelante.

A Viridiana que siempre me apoyo incondicionalmente y estuvo a mi lado, compartiendo momentos maravillosos, haciendo de mí una mejor persona, gracias por lo que hemos logrado, eres parte importante en mi vida.

A Marco, Erika y Saulo, que me acompañaron y me han brindado su mano en todo momento, y todos mis amigos por los momentos que pasamos juntos.

Al Mtro. Jorge Guerrero Ibarra por ayudarme en mi proyecto, quien con su experiencia y apoyo, compartió el conocimiento para lograr con éxito este trabajo.

A Yoshamin Moreno que compartió su conocimiento conmigo, ayudándome en mi proyecto y dándome su asesoría en todo momento.

Al Laboratorio de Biomateriales Dentales, al Dr. Carlos Álvarez Gayosso, a la Dra. Teresa Baeza K., y a todos los que compartieron momentos agradables conmigo y me brindaron su apoyo cada vez que acudí con ellos.

Al Dr. Federico H. Barceló, al Dr. Enrique Echevarría, al Dr. Rene Jiménez y al Dr. Alejandro Benavides, que compartieron su interés en mi proyecto y me demostraron que se debe poner todo el empeño y conocimiento en cualquier proyecto para que este obtenga el mejor resultado final.



## **RESUMEN**

Los materiales de prótesis facial son usados para reemplazar partes pérdidas debido a enfermedad o algún trauma. El material de silicón es un material para realizar prótesis faciales externas, debido a que tiene una alta compatibilidad con los tejidos suaves de la cara, aunque en algunas ocasiones estos materiales no poseen las propiedades ideales.

En este proyecto se valoraron tres propiedades mecánicas (Elongación, Resistencia al Desgarre y Dureza) de un silicón industrial, procesándolo en dos grupos, uno a temperatura ambiente por 24 horas y otro a temperatura de 60°C por 2 horas.

Con este estudio, pudimos deducir que la polimerización por degradación térmica crea zonas amorfas en el polímero, haciendo que se vean aumentadas las propiedades físicas del material y que se emplee más energía para lograr la ruptura del material.

## ÍNDICE

Agradecimientos.....	2
Resumen.....	3
Índice.....	4
Introducción.....	6
Antecedentes.....	10
Planteamiento del Problema.....	19
Justificación.....	19
Hipótesis.....	20
Objetivos.....	21
Material y Métodos.....	23
Criterios de Inclusión.....	23
Criterios de Exclusión.....	23
Criterios de Eliminación.....	24
Variables.....	25
Dependientes.....	25
Independientes.....	25
Tamaño de la Muestra.....	26
Métodos de Laboratorio.....	27
Material y Equipo.....	27
Método.....	29
Prueba de Elongación.....	32
Prueba de Resistencia al Desgarre.....	35
Prueba de Dureza.....	37

Análisis Estadístico y Resultados.....	39
Elongación.....	39
Resistencia al Desgarre.....	41
Dureza.....	43
Discusión.....	45
Conclusiones.....	48
Anexos.....	49
Anexo I.....	49
Bibliografía.....	51

## INTRODUCCIÓN

Los materiales de prótesis facial son usados para reemplazar partes pérdidas debido a enfermedad o algún trauma. El material de silicón es el material de elección para realizar prótesis faciales externas, debido a su alta compatibilidad con los tejidos suaves, aunque en algunas ocasiones estos materiales no poseen las propiedades ideales. Los materiales a base de silicón de uso en prótesis facial están compuesto por una parte orgánica y otra inorgánica, usualmente compuestos por polidimetilsiloxano (PDMS), sílice y catalizador, donde el primer paso de su producción es la reducción de sílice a silicón elemental.

El componente del agente polimerizador consiste de PDMS, un inhibidor y sílice. La calidad de estos materiales depende de dos componentes básicos: las cadenas de PDMS y los rellenos de sílice, y la interacción entre estos dos componentes, es lo que afecta la fuerza final y el tiempo de vida del material.

Por varias reacciones, el sílice es combinado con cloruro de metilo para formar dimetil-diclorosilano, que cuando reacciona con agua forma un polímero. Estos polímeros son translucidos, acuosos y su viscosidad está determinada por la longitud de la cadena de polímero.<sup>(1)</sup>

Dependiendo del número de cadenas, de la cantidad de entrecruzamiento y del peso molecular va a resultar un material líquido, solido, elástico o quebradizo.<sup>(2)</sup>

El Polidimetilsiloxano, comúnmente conocido como silicón, está desarrollado a partir de estos silicones fluidos primarios.

Los elastómeros de silicón están disponibles en dos formas: los que requieren calor para el efecto de vulcanización (HTV, High Temperature



Vulcanization) y los que vulcanizan en temperatura ambiente (RTV, Room Temperature Vulcanization).<sup>(1)</sup>

Los silicones están clasificados dentro de cuatro grupos: el primer grupo es el de Grado de Implante, el cual requiere someterse a numerosas pruebas y tiene que cumplir o exceder los requerimientos de la Food and Drug Administration (FDA). El segundo grupo es el de Grado Medico, que ha sido aprobado solo para uso externo y es el más usado en fabricación de prótesis faciales. El tercer grupo es el de Grado “Limpio” y el cuarto grupo es el de Grado Industrial, para aplicaciones industriales.<sup>(1)</sup>

Existe poca información relativa a los materiales de silicón para prótesis facial que están disponibles en la actualidad. Diversos estudios<sup>(3- 5)</sup> aplican variedad de métodos de prueba y de normas para examinar las propiedades físicas y mecánicas de los materiales de polidimetilsiloxano (PDMS) empleados para prótesis faciales, por lo que es difícil comparar un estudio con otro. Todos los estudios coinciden en que deben existir mejoras en las propiedades mecánicas y físicas en estos materiales de PDMS, en particular en las propiedades de resistencia al desgarre, elasticidad y dureza.

Por ejemplo, la resistencia al desgarre de los materiales depende de la composición del material y del tipo de la forma de las muestras que se utilicen para la prueba, así como de la velocidad de la prueba. Cuanto menor sea el tiempo de velocidad, las moléculas tienen que redistribuir el estrés más rápidamente y esto lleva a una ruptura prematura de la muestra lo que indica un valor bajo al desgarre.

Los datos de las pruebas publicados están casi siempre obtenidos por métodos de pruebas estándar. Los métodos de pruebas usados para obtener información del producto están publicados por la Sociedad Americana para Pruebas y Materiales (ASTM). Cada método de prueba tiene una asignación, como D 412 (para pruebas de tensión de silicones), que asegura que los

resultados obtenidos de la propiedad que es evaluada pueden ser comparados con otros datos obtenidos por los mismos métodos de prueba.

Las propiedades ideales del material de prótesis facial pueden ser listadas como las siguientes<sup>(3)</sup>:

- No irritante: el material no debe irritar a los tejidos con los que entra en contacto .
- Flexibilidad: el material debe ser suave, flexible y capaz de ajustarse al movimiento facial.
- Peso: el material debe ser ligero para que este pueda ser soportado en el lugar donde se colocara la prótesis y no exista molestia en el paciente.
- Color: el material debe ser de un color básico de piel o que este pueda ser mezclando tanto como sea posible con pigmentos y fácil de pigmentar.
- Higiene: el material no debe ser poroso, pero, capaz de ser lavado y desinfectado para evitar la colonización por hongos.
- Durabilidad: el material debe tener una vida indefinida y mantener su textura cuando sea lavado y desinfectado en varias ocasiones.
- Conductividad térmica: el material debe ser un pobre conductor del calor.
- Manipulación: el material debe ser de fácil manejo y que no requiera de complicados o extensos equipos.
- Disponibilidad: el material debe ser fácil de obtener y además de ser económico.

Hasta ahora ningún material para prótesis facial posee todas estas propiedades. La mejora en los materiales de silicón continúa y va en aumento, buscando que los materiales de prótesis facial tengan mayor incremento en sus valores de resistencia y mayor fuerza en la tensión, bajó coeficiente de fricción en la superficie pero sin incrementar la dureza del material. Del mismo modo se busca que se desarrollen procedimientos para mejorar los silicones de uso para la fabricación de prótesis facial para que se vean aumentadas la durabilidad y las características del material que carecen los materiales disponibles actualmente.

## ANTECEDENTES

El primer reporte de prótesis facial apareció en Egipto durante su cuarta dinastía (2613 a.C-2494 a.C)<sup>(6)</sup> donde excavaciones de tumbas revelaron evidencia de prótesis oculares, nasales y auriculares. Especialistas han revelado que estos pudieron ser colocados después de la muerte conforme a las ceremonias religiosas que se practicaban en ese tiempo.

La primera prótesis bien documentada fue hecha por Ambrose Paré, en 1536, ya que en esa época las amputaciones de miembros eran muy comunes, pero fue en 1579, con la publicación de su libro *The Opera*, donde describió varias prótesis nasales, auriculares y de orbita todas estas construidas con piel de ternera, papel mache y sujetas por bandas de metal.<sup>(7)</sup>

El siguiente documento reportado fue realizado por Tycho Brahe<sup>(7)</sup>, cuando perdió la parte media de su nariz en un duelo, este le encargó a un platero la construcción de una prótesis de nariz para disfrazar su defecto. La prótesis fue realizada en plata posiblemente con cobre para hacerlo más dúctil. Es llamado en algunos casos “El Padre de la Prótesis Facial”.

Pierre Fauchard extendió el concepto más allá de la función, de no solo utilizar las prótesis de dentaduras para restaurar la función de la masticación, si no, también para la apariencia cosmética.

En Francia, Alphonse Louis, un soldado del segundo regimiento de artillería, en el año de 1832 perdió el tercio inferior de su cara debido a un fragmento de artillería que lo impactó. Por consecuencia del impacto tuvo fractura de la maxila y laceraciones del conducto de la carótida, Louis sobrevivió y se puso bajo el cuidado del doctor Forget quien le diseñó una prótesis facial para reemplazar sus estructuras perdidas. La prótesis fue realizada con la ayuda de Verschuylen, un técnico quien fabricó la prótesis de metal. Esta prótesis

fue realizada en plata y retenida en la cara por tiras de piel fijadas en la parte posterior de la cabeza. En la parte de la mandíbula, se insertaron unas bisagras con dientes de oro. La parte externa fue pintada con aceites simulando el color de la piel, así Louis uso la prótesis con gran satisfacción y fue conocido como el “artillero con máscara de plata”.<sup>(7)</sup>

En 1889, Claude Martin<sup>(7)</sup> publico un libro en el cual describía la fabricación de prótesis nasales con bisagras mecánicas que permitían la compensación del movimiento del tejido conforme a la función. Estas prótesis era fabricadas en material cerámico, así también realizo, prótesis de orbita y prótesis nasales en caucho vulcanizado.

Durante los años de 1800's muchos individuos fueron haciendo desarrollos en el campo de la prótesis faciales, en 1875, Bardeleben, reporto prótesis de madera, en 1889, Bruck describió prótesis de hojas de metal.<sup>(7)</sup>

En 1868, John Wesley,<sup>(7)</sup> un químico americano, preparo el primer compuesto plástico orgánico para moldear, hecho de nitrato de celulosa. Este material fue muy famoso para realizar las prótesis faciales sin embargo a finales de 1800's fue cambiado su uso por caucho vulcanizado ya que era más fácil de usar y menos fácil de romperse.

Antes de la Primera Guerra Mundial, Varaztad Kazanjian<sup>(7)</sup> reporto la fabricación de prótesis naso palatinas construidas de caucho vulcanizado, revitalizando la prótesis maxilofacial, tanto extra e intraoral, durante y después de la Primera Guerra Mundial, ganándose el nombre de “El Padre de la Prótesis Maxilofacial Moderna”.

Durante el lapso de la Segunda Guerra Mundial, el látex pre vulcanizado fue introducido en el campo de la prótesis facial, usado en lesiones donde existía problemas de retención, y este material solo requería de la fabricación de

moldes para su fabricación y demostraba tener buenas propiedades para su uso.

A principios del año 1940, se introdujeron las resinas acrílicas reemplazando al látex pre vulcanizado, ya que era fácil de procesar, estable dimensionalmente, rígido, translucido y fácil de poner colorantes. Pero a mediados de los 40's se introdujo el Poli Cloruro de Vinilo (PVC) ya que era muchos más flexible que las resinas acrílicas, pero tenía una desventaja que cuando se sometía a la degradación del medio ambiente liberaba productos tóxicos que tenía en su proceso de construcción.<sup>(7)</sup>

En 1960 la Compañía Dow Corning desarrolla un nuevo material de silicón, el cual tenía las propiedades de flexibilidad y durabilidad más altas, hecho que lo hizo ventajoso cuando se usó como un material para prótesis facial. El desarrollo temprano del silicón se llevó a cabo por George Barnhart, un técnico maxilofacial que trabajo en la clínica Dental Zoller en la Universidad de Chicago. Barnhart era responsable para reconocer el potencial de este material y persuadir a la Compañía Dow Corning para producir Silastic 399, un tipo de elastómero de prótesis facial. Siendo Silastic el nombre comercial para el silicón de grado médico manufacturado por la Compañía Dow Corning.<sup>(7)</sup>

En 1974, el Instituto Tecnológico Maxilofacial, en Inglaterra, comenzó un estudio para desarrollar un mejor silicón para prótesis facial. Desarrollando Cosmesil, por el profesor Winter y asociados de Cosmedica en la Universidad Wales en Inglaterra. Este material tenía las propiedades mecánicas superiores a los elastómeros de silicón previamente disponibles en el mercado. Este material es actualmente usado en varias clínicas de prótesis facial en los Estados Unidos y Europa.<sup>(7)</sup>

Recientemente muchos de los silicones que vulcanizan a altas temperaturas manufacturados por la compañía Dow Corning han sido retirados del

mercado. Actualmente existen productos substituyendo los anteriores con el nombre de Factor II manufacturados por Lakeside.

En cuanto a estudios de pruebas mecánicas en 1975 A. Koran y R.G. Craig, realizaron un estudio<sup>(8)</sup> donde evaluaron propiedades mecánicas de materiales de prótesis facial preparando los especímenes en un cuarto a temperatura moderada simulando las condiciones de la clínica en la que se realizaba.

Utilizaron seis elastómeros que eran los más comunes, Prototype III Soft que era un polivinilo, Dermathane 100 que era un poliuretano, MDX 44514 que era un silicón de prótesis facial que polimerizaba por calor, al igual que el MDX 44515, además de dos silicones autopolimerizables que eran Silastic 399 y Silastic 382.

En el año de 1999, Lai y Hodges<sup>(20)</sup> realizaron un estudio empleando un silicón fabricado por la compañía Factor II que fue el A-2186, cuyo objetivo era comparar las propiedades mecánicas del silicón (dureza, elongación y resistencia al desgarre) polimerizando en dos técnicas: La primera era en moldes de yeso y la segunda en moldes de acero. En este estudio, se utilizaron dos escalas de temperatura para polimerizar ambas técnicas, a 67°C durante 8 horas y a 100°C durante dos horas, las muestras procesadas en acero fueron sometidas a horno convencional y las muestras procesadas en yeso dental fueron sometidas a baño maría.

La dureza fue medida con un Durómetro Shore A de acuerdo a la norma de la ASTM D 2240-86, acondicionando las muestras durante 24 horas a 23°C y 50% de humedad relativa. Al espécimen se le realizaron mediciones en cinco diferentes puntos en la superficie de la muestra.

La elongación fue determinada usando una prueba computarizada (MTS QTEST 1) de acuerdo a la norma de la ASTM D 412-92 y los especímenes

fueron acondicionados a 23°C y 50% de humedad relativa por 24 horas; el espécimen fue estirado a una velocidad de 20 in/min.

La resistencia al desgarre la evaluaron de acuerdo a la norma de la ASTM D 624-91, los especímenes se acondicionaron a 23°C y 50% de humedad relativa durante 24 horas, la velocidad de desgarre fue de 10 in/min.

En sus resultados obtuvieron que el silicón polimerizado con la primera técnica obtuvo baja dureza; elongación y resistencia al desgarre fueron menores en el silicón procesado con la segunda técnica; aparentemente la degradación del polimerizado fue reducida por utilizar el yeso dental, ya que comparando los valores entre las dos escalas de temperatura de polimerizado no hubo diferencia significativa, solo existió diferencia en los valores comparando el silicón procesado en moldes de yeso con el procesado en moldes de acero.

En el 2001 de igual manera Lai y colaboradores<sup>(3)</sup> realizaron un estudio comparativo de las propiedades mecánicas entre silicones compuestos por PDMS y los nuevos materiales compuestos principalmente por metacriloxipropil-polidimetil siloxano (MPDS-MF), ellos utilizaron los silicones comúnmente más usados para prótesis maxilofaciales que fueron Dow Corning MDX4-4210, Dow Corning grado medico tipo A y de Factor II A-2186.

Los componentes del A-2186 y MDX4-4210 son similares y ambos polimerizan por el mismo mecanismo. Aunque estos materiales tienen alta resistencia al desgarre tienen baja adhesión a adhesivos no basados en silicón debido a que son hidrófobos naturales y su reacción de polimerizado inicia inmediatamente después del mezclado por lo que su tiempo de trabajo es menor.



El silicón grado medico tipo A es un dimetil siloxano hidroxil-terminado premezclado con un iniciador de metiltriacetoxisilano que cuando se aplica en condiciones de humedad, las moléculas de sílice, son hidrolizadas por el agua, con lo que sufre reacciones de entrecruzamiento con grupos hidroxil del polisiloxano y este entrecruzamiento produce ácido acético como subproducto.

En las pruebas que realizaron al silicón A-2186 se mezclaron la parte A (base) y la parte B (catalizador) en una relación de 10:1 esta mezcla se enmuflo inmediatamente después del mezclado tomando especial cuidado en que no se presente atrapamiento de aire, después se introdujo a 65°C en horno por 4 hrs. Las propiedades mecánicas que se valoraron fueron: dureza (utilizando un durómetro Shore A, de acuerdo a la norma de la ASTM: D2240-86), tensión (fue determinada usando la asignación de la ASTM: D412-92), elongación (calculada usando el software Test Works) y desgarre (evaluado por la asignación de la ASTM: D624-91).

En base a los resultados que obtuvieron demostraron que en la dureza, el silicón que cura térmicamente (MDX4-4210) es similar al silicón de Factor II, sin embargo, en desgarre, tensión y elongación sus valores son más altos que el de Factor II.

Además concluyeron que la mayoría de las prótesis finales se realizan en moldes de yeso dental ya que relativamente es más fácil su construcción, pero para realizar las pruebas de control de calidad no lo recomienda ya que el yeso presenta cambios dimensionales y puede tener algún tipo de contaminación, en cambio la fabricación de las muestras con moldes de acero son más confiables ya que en el acero presenta menos cambios dimensionales y tiene un menor riesgo de contaminación.

En el 2003 Tariq Aziz realizó un estudio<sup>(5)</sup> para evaluar las propiedades de los silicones de prótesis maxilofacial más comercial. Las muestras de cinco

materiales se prepararon con instrucciones que el fabricante indicaba y se realizaron las siguientes pruebas: resistencia al desgarre, tensión, elongación y dureza.

Los materiales de silicón utilizados fueron: Cosmesil High Compliance (HC), que sus condiciones de polimerizado son 24 Hrs a 100° C; Cosmesil Standard ST, que polimeriza en 24 Hrs a 100° C; A-2186 (Factor II), que cura en 1Hr a 100°, Prestige que polimeriza en 1.5 Hrs a 100° C y MED-4920 (Nusil) que polimeriza a 3 Hrs a 120° C.

En la prueba de dureza, se obtuvieron las muestras con la técnica de enmuflado dental convencional y se prepararon cinco muestras para cada material, basándose esta prueba en la penetración de una bola rígida en la muestra de acuerdo con la norma I.S.O / R.48 (1968) (E) y la norma de la A.S.T.M. D-1415 (1983) y los valores que se obtuvieron se representaron con los grados internacionales (IRHD). Para cada muestra, se realizaron mediciones en 10 posiciones diferentes en la superficie de la muestra.

Para la prueba de tracción las muestras se realizaron con las técnicas de enmuflado dental convencional y se analizaron de acuerdo a BS 903 Parte A2 (1979). La prueba se llevó a cabo en una maquina equipada con una celda de 1kN modelo Lloyd Instrumentos LR10K conectada a una computadora compatible con IBM (Instrumentos de Lloyd Ltd., Fareham, Hampshire, Reino Unido).

La prueba de desgarre también se obtuvieron las muestras mediante la técnica de enmuflado dental convencional, donde se obtuvieron diez muestras que fueron cortadas conforme a la norma de la ASTM D624: Método de prueba estándar para la propiedad de resistencia al desgarre del caucho. La prueba se llevó a cabo también en la máquina de Lloyd LR 10 K equipado con una célula de carga a una velocidad de la cruceta de 20 mm / min a una longitud de referencia de 25 mm.

En sus resultados obtuvieron que ninguno de los materiales comerciales cumplía con todos los criterios que indicaban y que sus diferencias en las propiedades mecánicas que se dieron entre ellos se debía a los diferentes componentes utilizados en sus formulas de composición. Además reportaron que en general hubo diferencias significativas en la resistencia al desgarre entre los materiales disponibles en el mercado debido a sus diferencias en el peso molecular del PDMS, las diferencias en la densidad de reticulación y también a las diferencias en el grado y la concentración de la carga de sílice utilizado en los sistemas.

Un estudio<sup>(3)</sup> en el 2009 de Hatamleh, investigó las propiedades mecánicas de los elastómeros de silicón de prótesis facial que habían sido introducidos recientemente al mercado, los materiales que utilizaron fueron el Pechil (S25), Cosmesil M511 y el Z004, las muestras se elaboraron en modelos de yeso con un horno de calor seco de acuerdo a las especificaciones del fabricante donde se mezclaron los silicones de forma manual durante 5 minutos seguido por una mezcla mecánica al vacío durante 5 minutos. Los moldes fueron aislados con una capa delgada de alginato de sodio y luego el silicón se vertió en ellos, con ayuda de vibración. Los moldes fueron introducidos en un horno seco (S25 a 100° C por 2 hrs; M511 a 100° C por 1 hr; Z004 a 100° C por 1hr). Después de polimerizados, los ejemplares fueron retirados de los moldes y las muestras fueron incubadas a  $23 \pm 1$  ° C durante 24 hrs para posteriormente realizar las pruebas mecánicas.

Los ejemplares para la prueba de tracción fueron fabricados de acuerdo con la norma ISO número de especificación 37 donde fueron colocados en una máquina de prueba mecánica universal, con una separación de 20 mm entre ellos, a una velocidad de 500 mm/min. Las muestras para desgarre fueron fabricadas según la norma ISO en su designación 34, y fueron analizadas a una velocidad de deformación de 100 mm/min en una maquina Roell Z020. La prueba de dureza se realizo según la norma de la ASTM

especificación D 2240 utilizando un durómetro Shore A obteniendo las lecturas 1 seg después de contactar con la muestra, tomando 9 muestras en cada espécimen con una separación de 6mm entre cada una.

En sus resultados todos los silicones obtuvieron propiedades variables y de nuevo confirmaron que las variaciones en los resultados se deben a la composición de cada uno, además de su diferencia en peso molecular, concentraciones de relleno y el tipo de entrecruzamiento.

## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

En la clínica de prótesis maxilofacial en la DEPEI de la Facultad de Odontología se utiliza el silicón industrial (Sista multiusos, Dow Corning Corporation, USA) que polimeriza a temperatura ambiente en un periodo relativamente largo de 24 hrs y donde para acortar el tiempo en la preparación de las prótesis que necesitan terminar con urgencia utilizan polimerizado por calor, sin tener el conocimiento si existe entre estas técnicas de procesado algún cambio en las propiedades mecánicas finales del material.

¿El procesado con temperatura en los silicones industriales alterara el comportamiento mecánico?

## **JUSTIFICACIÓN**

Al realizarse este estudio se conocerán los valores del silicón industrial (Sista multiusos, Dow Corning Corporation, USA) en sus propiedades mecánicas de resistencia al desgarre, elongación, dureza, tanto en procesado a temperatura ambiente y con temperatura (60°) para comprobar si el polimerizado por temperatura tiene influencia en estas mismas propiedades, conociendo de qué modo la temperatura altera estas propiedades mecánicas.

## **HIPÓTESIS**

Los valores en las propiedades físicas y mecánicas del silicón industrial (Sista Multiusos, Dow Corning Corporation, USA) manipulado con una temperatura de 60° serán superiores que aquel que se proceso a una temperatura ambiente (23° C  $\pm$ 2).

## **NULA**

Los valores en las propiedades mecánicas físicas del silicón industrial (Sista Multiusos, Dow Corning Corporation, USA) manipulado con una temperatura de 60° serán inferiores que aquel que se proceso a una temperatura ambiente (23° C  $\pm$ 2).

## **ALTERNA**

Los valores en las propiedades mecánicas físicas del silicón industrial (Sista Multiusos, Dow Corning Corporation, USA) manipulado con una temperatura de 60° serán iguales, sin diferencia estadísticamente significativa que aquel que se proceso a temperatura ambiente (23° C  $\pm$ 2).

## OBJETIVOS

### OBJETIVO GENERAL

Valorar tres propiedades mecánicas de un silicón industrial (Sista multiusos, Dow Corning Corporation, USA) utilizado en prótesis facial, procesándolo en dos grupos uno a temperatura ambiente ( $23^{\circ}\text{C} \pm 2$ ) por 24 horas y otro a temperatura de  $60^{\circ}\text{C}$  por 2 horas.

### OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Valorar propiedad mecánica de elongación del silicón (Sista multiusos, Dow Corning Corporation, USA) procesado a temperatura ambiente ( $23^{\circ}\text{C} \pm 2$ ) por 24 horas.
- Valorar propiedad mecánica de resistencia al desgarre del silicón (Sista multiusos, Dow Corning Corporation, USA) procesado a temperatura ambiente ( $23^{\circ}\text{C} \pm 2$ ) por 24 horas.
- Valorar propiedad mecánica de dureza del silicón (Sista multiusos, Dow Corning Corporation, USA) procesado a temperatura ambiente ( $23^{\circ}\text{C} \pm 2$ ) por 24 horas.
- Valorar propiedad mecánica de elongación del silicón (Sista multiusos, Dow Corning Corporation, USA), procesado a  $60^{\circ}\text{C}$  por 2 horas.
- Valorar propiedad mecánica de resistencia al desgarre del silicón (Sista multiusos, Dow Corning Corporation, USA), procesado a  $60^{\circ}\text{C}$  por 2 horas.

- Valorar propiedad mecánica de dureza del silicón (Sista multiusos, Dow Corning Corporation, USA) procesado a 60°C por 2 horas.
- Comparar los valores de las diferentes técnicas de procesado de 23 ° C por 24 horas Vs las procesadas a 60°C por dos horas.



## **MATERIAL Y MÉTODOS**

### **CRITERIOS DE SELECCIÓN DE LA MUESTRA**

#### **CRITERIOS DE INCLUSION**

- Muestras de 150 mm de largo por 3 mm de ancho por 2 mm de espesor para prueba de elongación fabricadas de Silicón Industrial (Sista multiusos, Dow Corning Corporation, USA) que polimerice por condensación.
- Muestras de 150 mm de largo por 2.5 mm de ancho por 2 mm de espesor con un corte central de 40 mm para prueba de resistencia al desgarre fabricadas de Silicón Industrial (Sista multiusos, Dow Corning Corporation, USA) que polimerice por condensación.
- Muestras de 6 mm de espesor por 30 mm de diámetro para prueba de dureza fabricadas de Silicón Industrial (Sista multiusos, Dow Corning Corporation, USA) que polimerice por condensación.

#### **CRITERIOS DE EXCLUSION**

- Muestras que no cumplan con las especificaciones y dimensiones que indique las normas de la ASTM de acuerdo a su respectiva prueba.
- Muestras de silicón industrial cuyos requisitos no se incluyen en los criterios de inclusión.

## CRITERIOS DE ELIMINACION

- Muestras que al momento de realizar la prueba de elongación se rompan antes de llegar al límite o se rompan al momento de hacer las mediciones, también así las que presenten formación de burbujas de aire.
- Muestras que al momento de realizar la prueba de resistencia al desgarre se rompan antes de tiempo o no se rompan completamente, también así las que presenten formación de burbujas de aire.
- Muestras que al momento de realizar la prueba de dureza no presenten una superficie totalmente plana y las que presenten atrapamiento de aire.

## **VARIABLES**

### **VARIABLES INDEPENDIENTES**

- Temperatura del Horno Hanau (60°) por un tiempo de 2 horas.
- Temperatura ambiente ( $23 \pm 2^\circ \text{C}$ ) y humedad relativa ( $50 \pm 5\%$ ) por un tiempo de 24 horas.

### **VARIABLES DEPENDIENTES**

- Aumento o disminución en la fuerza de resistencia al desgarre del Silicón Industrial (Sista multiusos, Dow Corning Corporation, USA).
- Aumento o disminución en el porcentaje de elongación del Silicón Industrial (Sista multiusos, Dow Corning Corporation, USA).
- Aumento o disminución en la dureza del Silicón Industrial (Sista multiusos, Dow Corning Corporation, USA).

## TAMAÑO DE LA MUESTRA

Se realizara un total de 90 muestras divididas en seis grupos de 15 muestras cada grupo

Grupo A: 15 muestras del Silicón Industrial Sista Dow Corning procesado a temperatura ambiente ( $23 \pm 2^\circ \text{C}$ ) por 24 hrs. para la prueba de elongación.

Grupo B: 15 muestras del Silicón Industrial Sista Dow Corning procesado a alta temperatura ( $60^\circ \text{C}$ ) por 2 hrs. para la prueba de elongación.

Grupo C: 15 muestras del Silicón Industrial Sista Dow Corning procesado a temperatura ambiente ( $23 \pm 2^\circ \text{C}$ ) por 24 hrs. para la prueba de resistencia al desgarre.

Grupo D: 15 muestras del Silicón Industrial Sista Dow Corning procesado a alta temperatura ( $60^\circ \text{C}$ ) por 2 hrs. para la prueba de resistencia al desgarre.

Grupo E: 15 muestras del Silicón Industrial Sista Dow Corning procesado a temperatura ambiente ( $23 \pm 2^\circ \text{C}$ ) por 24 hrs. para la prueba de dureza.

Grupo F: 15 muestras del Silicón Industrial Sista Dow Corning procesado a alta temperatura ( $60^\circ \text{C}$ ) por 2 hrs. para la prueba de dureza.

PRUEBA	GRUPO	TEMPERATURA	TIEMPO DE POLIMERIZADO	NUMERO DE MUESTRAS
ELONGACIÓN	A	Ambiente ( $23 \pm 2^\circ \text{C}$ )	24 Hrs	15
	B	$60^\circ \text{C}$	2 Hrs	15
RESISTENCIA AL DESGARRE	C	Ambiente ( $23 \pm 2^\circ \text{C}$ )	24 hrs	15
	D	$60^\circ \text{C}$	2 hrs	15
DUREZA	E	Ambiente ( $23 \pm 2^\circ \text{C}$ )	24 hrs	15
	F	$60^\circ \text{C}$	2 hrs	15
			TOTAL	90

## MÉTODOS DE LABORATORIO

### MATERIAL Y EQUIPO

- Silicón Industrial Sista Multiusos Supertransparente (Dow Corning Corporation, USA).(Fig. 1 Anexo I)
- Maquina Universal de Pruebas INSTRON modelo 5567, No Id 5567P7728 (Instron, USA).(Fig. 2 Anexo I)
- Vernier Mitutoyo Modelo CD-6” CSX, No Serie 07565920 (Mitutoyo Corp., Japan).(Fig. 3 Anexo I)
- Durómetro para prueba de Dureza Shore A, (Fowler, England).(Fig. 4 Anexo I)
- Estufa de temperatura controlada S/ No. Serie (Hanau, USA).(Fig. 5 Anexo I)
- Mufla de acero S.A.E 1018 rectangular de 90 mm x 200 mm.(Fig. 6 Anexo I)
- Prensas para muflas de dentadura.(Fig. 7 Anexo I)
- Loseta de vidrio de 20 cm x 15 cm x 6 mm.(Fig. 8 Anexo I)
- Loseta de vidrio de 18 cm x 7 cm x 2 mm.(Fig. 9 Anexo I)
- Espátula de yesos Tipo Búfalo.(Fig. 10 Anexo I)

- Vaselina.(Fig. 11 Anexo I)
- Guantes, lentes de protección y campos de trabajo.(Fig. 12 Anexo I)
- Pistola para cartucho de silicón.(Fig. 13 Anexo I)
- Yeso tipo III Marca Magnum (Manufacturera Dental Continental, Guadalajara, México).(Fig. 14 Anexo I)
- Taza de hule rígida para yesos.(Fig.15 Anexo I)
- Suajes para corte de muestras con medidas de la Norma ASTM, para prueba de elongación D 1456 – 86 y para prueba de resistencia al desgarre D 624 - 86.(Fig. 16 Anexo I)
- Balanza Torrey con aproximación de 0.0001 Kg. Modelo QC-5MO No. Serie 01284 (Monterrey, México).(Fig. 17 Anexo I)
- Vibrador Modelo 200 No. Serie: 20087 (Búfalo Dental, NY, USA).(Fig. 18 Anexo I)
- Probeta de 100 ml.(Fig. 19 Anexo I)
- Cronometro Modelo 810012 (Sper Scientific, Honk Kong).(Fig. 20 Anexo I)
- Mufflas convencionales para dentadura.(Fig. 21 Anexo I)

## METODO

Se diseño y fabricó una mufla que consiste en dos marcos de acero de bajo carbono 1018 (S.A.E) de 6.35 mm x 15.87 mm formando dichos bastidores un rectángulo de 90 mm x 200 mm con sus respectivas tapas sujetándolas con tornillos y pernos.(Fig. 22)



Figura 22

Una vez fabricada la mufla de acero, se procedió a construir un molde con yeso Tipo III, dentro de la mufla para obtener una placa de silicón con medidas que la ASTM recomienda para las pruebas, para realizar este molde se hicieron los siguientes pasos:

El primer paso fue untar vaselina internamente en la mufla, para evitar que el yeso se quedara adherido al acero, posteriormente se prepararon 300g de yeso tipo III con la relación de agua:yeso (100g:24ml) y se mezcló durante 1 minuto. Al término de este se vació dentro de la mufla en su base, se vibró con ayuda del vibrador para evitar la formación de burbujas de aire.

Inmediatamente después se colocó la loseta de vidrio de 2 mm de espesor untado ligeramente con una capa de vaselina y se esperó a que fraguara el yeso (10 min).

Después de fraguado el yeso, se untó vaselina en este y en la loseta colocándole posteriormente el marco superior de la mufla sin la tapa superior.

Se preparo nuevamente yeso con la relación agua/yeso con la relación antes mencionada, se mezclo y vertió a la parte superior de la mufla, se eliminaron burbujas de aire con la ayuda de un vibrador y se coloco la tapa superior de la mufla atornillándola y apretándola con la ayuda de llaves Allen.

Una vez fraguado el yeso, se procedió a separar la base y la parte superior de la mufla retirando la loseta de vidrio para que el molde quedara listo para realizar la placa de silicón.

Una vez que se obtuvo el molde de yeso de 7 cm de ancho por 18 cm de largo y 2 mm de espesor se preparo el silicón para las pruebas de elongación y resistencia al desgarre.

La obtención de las placas de silicón procesado se realizo mediante una técnica de enmuflado como a continuación se menciona:

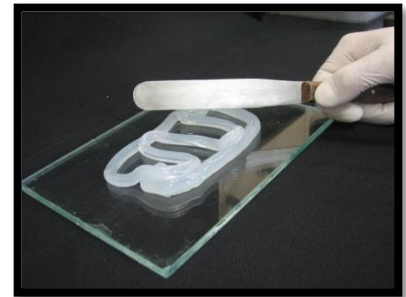
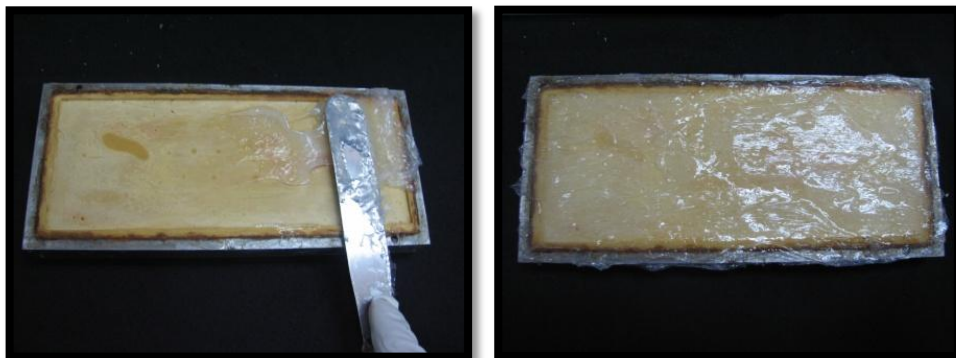


Figura 23

Para los grupos A, C, y E se coloco en la loseta 75 gr de silicón, (Fig. 23) haciendo la mezcla lentamente y de forma circular, para evitar el atrapamiento de aire, esto, por un lapso de 30 seg.

Una vez lista la mezcla, se coloco el silicón en porciones pequeñas sobre la base del molde de yeso, previamente untado con vaselina, formando una capa uniforme de silicón evitando el atrapamiento de burbujas de aire. (Fig. 24 y

25)



Figuras 24 (izquierda) y 25 (derecha)



Una vez colocado el silicón se instaló la tapa superior (Fig. 26) de la mufla y se llevó a las prensas, colocando una en cada extremo de la mufla, y estas se apretaron uniformemente dando  $\frac{1}{4}$  de vuelta en cada prensa aproximadamente cada 1 min, para facilitar el escape de aire del silicón. (Fig. 27)



Figura 26



Figura 27

Una vez prensado el silicón se dejó polimerizar durante 24 hrs. en el cuarto de temperatura controlada ( $23 \pm 2$  °C).

Para los grupos B, D y F se realizó el mismo procedimiento que el anterior, cambiando únicamente la parte final del proceso, donde el conjunto de prensas y mufla se sometió a una temperatura de 60° C, en la estufa de temperatura controlada Hanau durante un periodo de dos horas (Fig.28) para que así mediante estos dos métodos se obtuviera una placa de silicón.



Figura 28

## PRUEBA DE ELONGACIÓN

La prueba de elongación se realizo de acuerdo a la norma de la ASTM D 1456 – 86 (Reapproved 1996).

Se utilizó un espécimen con lados paralelos de 150 mm x 3 mm x 2 mm que se obtuvo con un cortador (suaje) que consiste en seis tiras de acero afiladas en sus bordes y sujetas en una base rígida. (Fig. 29)

El tiempo que paso para realizar los cortes de las muestras fue dependiendo el grupo de la prueba, a 2 o 24 hrs, y una vez haciendo el corte con el suaje se procedió hacer la prueba inmediatamente.

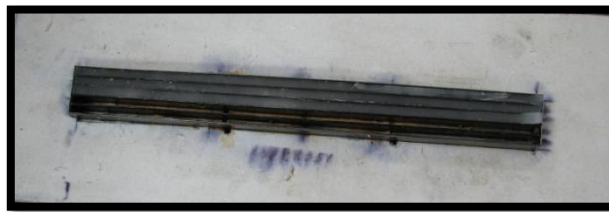


Figura 29

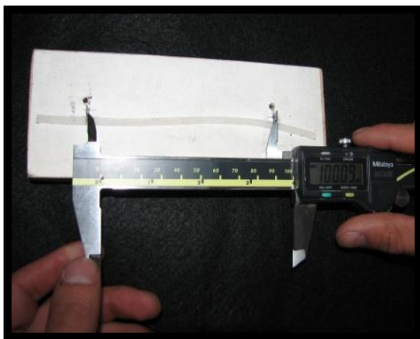


Figura 30

Una vez obtenidos los especímenes, se midieron y se les colocó dos marcas de las cuales debe medir 100 mm de separación entre ambas, esto se logró colocando el espécimen en un aditamento calibrado (Fig. 30) y la medida se obtuvo con la ayuda de un Vernier Mitutoyo Modelo CD-6” CSX. Esta medida que fue obtenida será la Longitud

inicial ( $L_0$ ) en la prueba.

También se midió el ancho y el espesor de cada espécimen registrando estos datos en una bitácora.

Después se colocó el espécimen en las mordazas de la Máquina Universal de Pruebas Mecánicas INSTRON modelo 5567 con las dos marcas hechas previamente viendo hacia al operador, sujetando cada mordaza un extremo del espécimen. (Fig. 31)

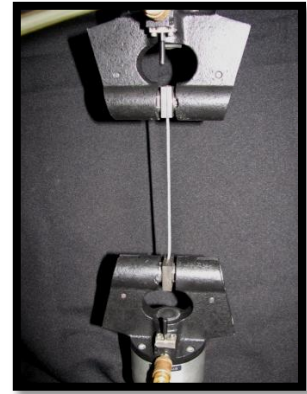


Fig. 31

Una vez colocado el espécimen en las mordazas, se programó la máquina para que alargara el espécimen hasta una longitud límite de 60 mm a una velocidad uniforme de 85 mm/seg. Una vez que llegó el espécimen a la longitud de 60 mm se midió nuevamente la separación entre las dos marcas con el vernier y esta medida fue nuestra Longitud final ( $L_f$ ). (Fig. 32)

Después se liberó al espécimen de las mordazas y una vez pasado un minuto se volvió a medir la distancia entre las dos marcas para medir el recobro elástico del material. (Fig. 33)



Figura 32



Figura 33

Con los datos obtenidos de las mediciones de longitud inicial y final se calculó el porcentaje de elongación por medio de la siguiente fórmula:

$$\% \text{ Elongación} = \frac{L_f - L_o}{L_o} \times 100$$

Donde:

$L_0$  = Longitud Inicial

$L_f$  = Longitud final

## PRUEBA DE RESISTENCIA AL DESGARRE

La prueba de resistencia al desgarre se realizó de acuerdo a la norma de la ASTM D 624 – 98.

Se utilizo un espécimen de 150 mm de largo x 25 mm ancho x 2 mm de espesor con un corte perpendicular en el centro del espécimen de 40 mm. (Fig. 34,35 y 36)

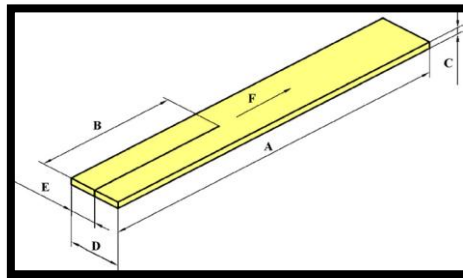


Figura 34



Figura 35

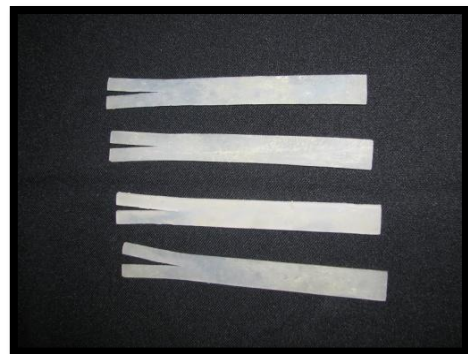


Figura 36

Una vez que se obtuvieron los especímenes, inmediatamente después, se montaron en la Máquina Universal de Pruebas (Fig. 37) sujetando en cada mordaza un extremo del espécimen y aplicando una fuerza de tracción constante de 50 mm/min hasta lograr la ruptura total del espécimen. (Fig. 38)

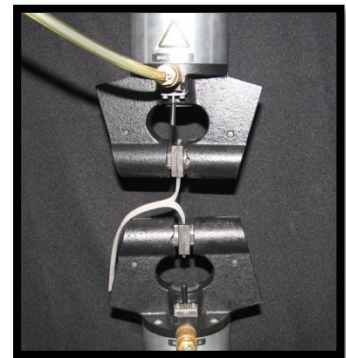


Figura 37

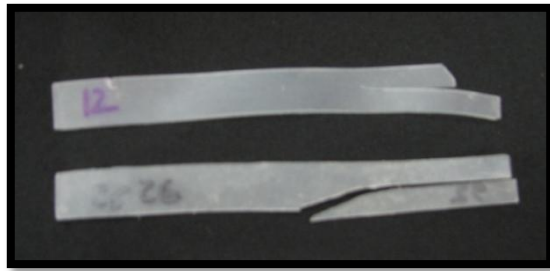


Figura 38

Para obtener la resistencia al desgarre se utilizo la siguiente fórmula:

$$T_s = \frac{F}{d}$$

Donde:

$T_s$  = Resistencia al desgarre

$F$  = Carga máxima (kN)

$d$  = el espesor de las muestras (mm)

## PRUEBA DE DUREZA

Esta prueba se realizo de acuerdo a la norma de la ASTM en su asignación D 2240 – 97.

Para obtener el espécimen de esta prueba se utilizaron unas mufas convencionales para procesar dentaduras, dentro de las cuales se vertió con yeso piedra tipo III del modo convencional, para obtener el molde necesario para sacar las especímenes de silicón. (Fig. 39)



Figura 39

Cuando se obtuvo el molde de yeso, se colocó el silicón para sacar los especímenes necesarios con unas medidas de 6 mm de espesor y de 12 mm de diámetro. (Fig. 40) con una superficie plana y lo suficiente grande para hacer las mediciones que fueron obtenidas por un Durómetro con escala Shore A.

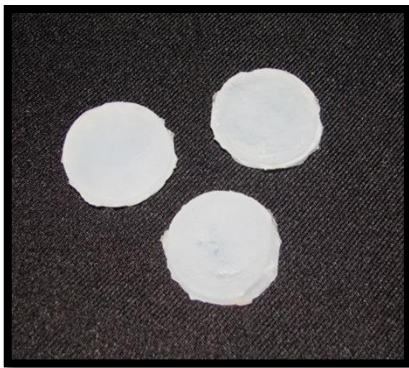


Figura 40

Para las mediciones, el espécimen se colocó en una superficie plana, horizontal y dura, manteniendo el Durómetro en una posición vertical con el punto del indentador al menos a 12 mm de cualquier borde del espécimen, aplicando la presión al espécimen con el Durómetro tan rápidamente como fue posible, manteniendo la base del Durómetro paralela a la superficie del espécimen durante 1 segundo. Se aplicó la presión necesaria para obtener un contacto firme entre la base del durómetro y el espécimen (Fig. 41) lo anterior se repitió en cinco puntos diferentes y distribuidos en la superficie del espécimen.



Figura 41

Para obtener el resultado de la prueba se promediaron las cinco lecturas obtenidas en el espécimen y el resultado se reportó en escala de dureza Shore A. De la siguiente manera:

$$A/X_1/X_2$$

Donde:

$A$  = Tipo de Durómetro utilizado.

$X_1$  = Lectura del Durómetro.

$X_2$  = Tiempo en segundos de la presión del durómetro en el espécimen.



## ANÁLISIS ESTADÍSTICO Y RESULTADOS

El análisis estadístico se realizo utilizando la prueba T-Student no pareada donde se compararon los grupos de acuerdo a la prueba específica.

### ELONGACIÓN

Se analizaron los grupos A y B, donde su porcentaje de elongación se observan en la Tabla 1.

NUMERO DE MUESTRA	ELONGACIÓN GRUPO A 23°C	ELONGACIÓN GRUPO B 60°C
1	46.26	46.30
2	47.89	47.59
3	48.89	53.09
4	46.05	45.81
5	48.27	47.91
6	47.16	46.88
7	45.71	48.23
8	44.59	51.55
9	46.36	49.55
10	47.75	49.19
11	50.79	50.35
12	48.69	47.82
13	47.29	43.85
14	44.04	51.88
15	46.84	51.11

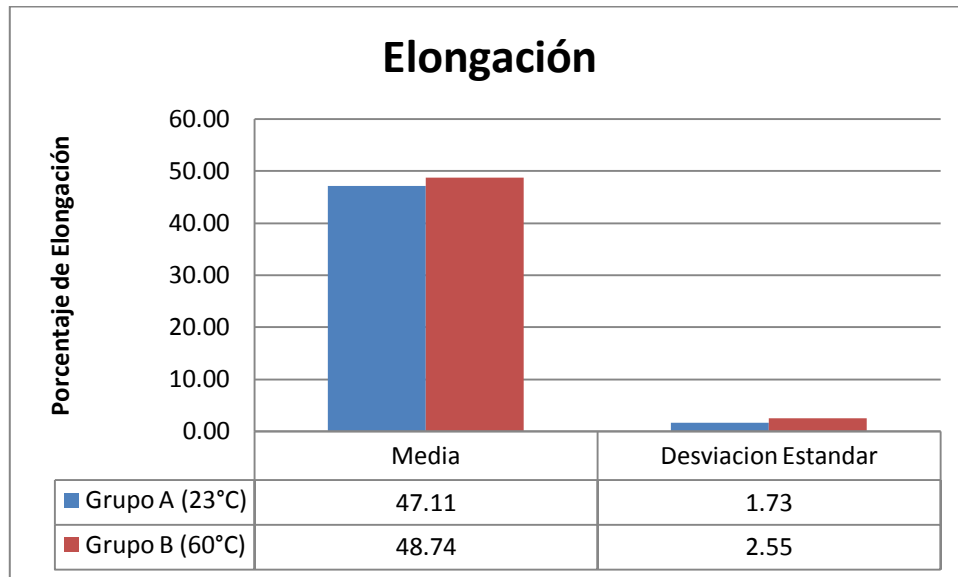
Tabla 1. Porcentaje de Elongación Grupos A y B

En el análisis estadístico con t - Student se obtuvo los siguientes datos entre el grupo A y B existió una diferencia de -1.634 con una  $t = -2.056$  con 28 grados de libertad a una  $P = 0.049$  esto con un 95% de confianza con un intervalo de diferencia de medias de -3.262 a -0.00569. Y un desarrollo en la prueba  $\alpha = 0.050:0.0397$ .

GRUPO	N	MEDIA	DESVIACION ESTANDAR
A (23°C)	15	47.11	1.72
B (60°C)	15	48.74	2.54

Tabla 2 Datos de los grupos A y B obtenidos por t- Student

Como se indica en la Tabla 2 y la Grafica 1, el grupo A tuvo un promedio de 47.111 en el porcentaje de elongación y una desviación estándar de 1.729, mientras el grupo B de 48.744 con una desviación estándar de 2.547. Por lo que con estos datos, el estudio comparativo, encontró que si existe una diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos.



Grafica 1

## RESISTENCIA AL DESGARRE

Se analizaron los grupos C y D, donde su resistencia al desgarre se observan en la Tabla 3.

NUMERO DE MUESTRA	DESGARRE GRUPO C 23°C	DESGARRE GRUPO D 60°C
1	0.45	0.67
2	0.44	0.68
3	0.40	0.57
4	0.44	0.78
5	0.38	0.84
6	0.32	0.64
7	0.43	0.71
8	0.46	0.51
9	0.47	0.43
10	0.43	0.42
11	0.37	0.50
12	0.43	0.37
13	0.43	0.56
14	0.39	0.50
15	0.55	0.47

Tabla 3 Resistencia al Desgarre (N), Grupos C y D

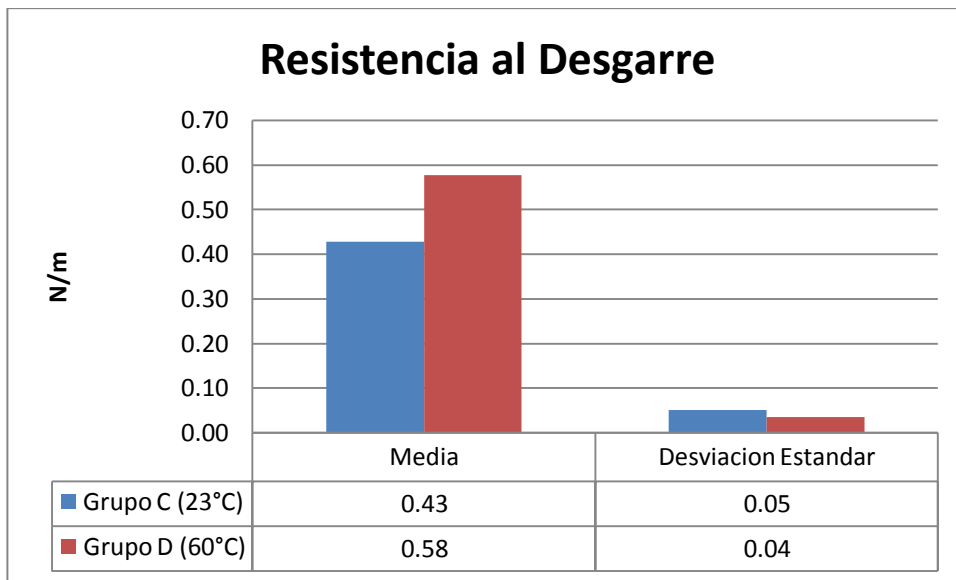
En el análisis estadístico con t - Student se obtuvieron los siguientes datos entre el grupo C y D existió una diferencia de -0.149 y una  $t = -3.907$  con 28 grados de libertad y una  $P = <0.001$  esto con un 95% de confianza con un intervalo de diferencia de medias de -0.227 a -0.0709. Y un desarrollo en la prueba alfa = 0.050:0.0967.

GRUPO	N	MEDIA	DESVIACION ESTANDAR
C (23°C)	15	0.42	0.05
D (60°C)	15	0.57	0.03

Tabla 4 Valores de los grupos C y D obtenidos por t-Student

Como se indica en la Tabla 3 y la Grafica 2, el grupo C tuvo un promedio de 0.429 N/m en resistencia al desgarre y una desviación estándar de 0.0517, mientras el grupo D tuvo valores de 0.578 N/m con una desviación estándar de 0.138.

Por lo que con estos datos, el estudio comparativo, encontró que si existe una diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos.



**Grafica 2**

## DUREZA

Se analizaron los grupos E y F, donde su escala de dureza se observa en la Tabla 5.

MUESTRA	DUREZA 23°C	DUREZA 60°C
1	19	16.8
2	20	15.6
3	18.8	15.8
4	18.8	18
5	19	13.4
6	18.4	12.6
7	18.4	13.2
8	17.6	12.4
9	18.6	12.8
10	19.4	23
11	15.4	14.6
12	18.8	14
13	18.8	12.4
14	18.6	11.6
15	19	13

Tabla 5 Dureza en escala Shore Grupos E y F

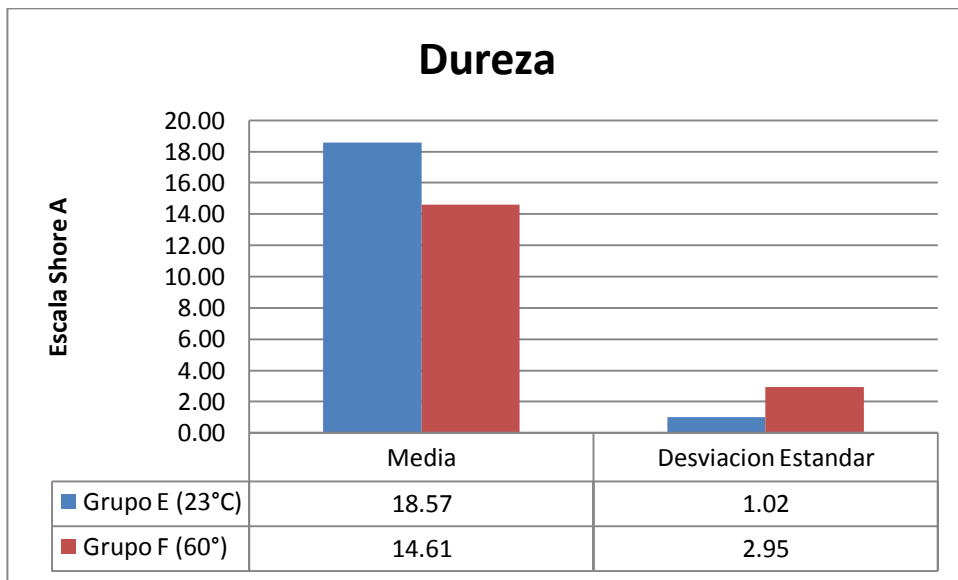
En el análisis estadístico con t - Student se obtuvieron los siguientes datos entre el grupo E y F existió una diferencia de 3.960 y una  $t = 4.917$  con 28 grados de libertad y una  $P = <0.001$  esto con un 95% de confianza con un intervalo de diferencia de medias de: 2.310 a 5.610. Y un desarrollo en la prueba alfa = 0.050:0.0999.

GRUPO	N	MEDIA	DESVIACION ESTANDAR
E (23°C)	15	18.57	1.01
F (60°C)	15	14.61	2.94

Tabla 6 Valores de los grupos E y F obtenidos por t-Student

Como se indica en la Tabla 6 y la Grafica 3, el grupo E tuvo un promedio de 18.57 en escala de dureza Shore A y una desviación estándar de 1.01, mientras el grupo F tuvo valores de 14.61 en escala de dureza Shore A con una desviación estándar de 2.94.

Por lo que con estos datos, el estudio comparativo, encontró que si existe una diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos.



**Grafica 3**

## DISCUSIÓN

Los materiales de silicón son utilizados en muchas áreas de la cirugía, el silicón es un polímero creado por entrecruzamiento de sílice y oxígeno con grupos metilos, dando como resultado la columna vertebral de este polímero, el cual es extremadamente resistente a la degradación del cuerpo humano, como son sus fluidos o temperatura, debido a su fuerte y estable unión de sílice y oxígeno.

Al comparar nuestros grupos procesados a temperatura ambiente con los de una temperatura de 60°C, nuestra hipótesis fue aceptada parcialmente ya que los valores con la técnica de procesado a temperatura de 60°C salieron superiores, solo en las pruebas de elongación y resistencia al desgarre; en la prueba de dureza nuestra hipótesis fue rechazada, porque los valores de las muestras que se manipularon a 60°C los valores fueron inferiores que las de las muestras que se dejaron las 24 hrs a temperatura ambiente.

Este comportamiento del silicón en las pruebas de elongación y resistencia al desgarre se puede explicar por el tipo de polimerización que se dio por someter las muestras a temperatura, que fue la polimerización por degradación de temperatura, ya que al acelerar el proceso de polimerizado, las estructura en las cadenas del material no se logran formar adecuadamente y esta degradación produce cambios en el peso molecular, cristalinidad y en las propiedades mecánicas del material, esto mencionado por Sciamanna, que al mismo tiempo reporta que al comienzo de la descomposición por temperatura del polímero, existe resistencia a la degradación, haciendo de la cadena normal una menos estructurada, logrando zonas amorfas en la estructura del polímero y, es por estas zonas que se requiere de una mayor energía para poder romper estas en las muestras de elongación y resistencia al desgarre, explicando de este modo el aumento en los valores de las pruebas procesadas con temperatura a 60°, haciendo que el materia tuviera una alta resistencia a la ruptura, y en las

pruebas procesadas con temperatura ambiente al dejarlas el tiempo necesario para que polimerizara (24hrs) las cadenas del polímero tuvieron el tiempo necesario para formarse y estructurarse linealmente y con esto no se formaron zonas amorfas e las cuales no se tuvo que someter a mas energía para lograr la ruptura del material, ya que Tariq Aziz<sup>(12)</sup> reporta que las cadenas de polímero influyen en las propiedades mecánicas del material.

En el caso de la prueba de dureza, nuestra hipótesis salió rechazada, ya que nuestra media fue mayor en el grupo E (18.573) que en el F (14.613), esto también se explica por el tipo de polimerizado que sometimos a nuestras muestras, y al acelerar el polimerizado con temperatura se modificaron la estructura de las cadenas y con esto su reticulado del polímero, haciendo menos duro al silicón procesado con temperatura por no tener sus cadenas completas en la estructura del material; además que nuestros valores que obtuvimos en el grupo F resultaron con muchas variaciones por las mismas zonas amorfas, que en diferentes puntos donde sea logro una acumulación de cadenas nuestro valor salió elevado y donde no existían cadenas nuestros valores salían inferiores.

Las diferencias en las lecturas de dureza puede deberse a diferencias en el tipo de reticulación del sistema, la densidad de reticulación, peso molecular del polímero y las diferencias en el grado y la concentración de la carga de sílice.<sup>(12)</sup>

La medida se tomo con un Durómetro Shore A, ya que es el que se utiliza para materiales flexibles, el rango que se maneja de dureza de los silicones faciales es variado por ejemplo Lewis y Castleberry<sup>(9)</sup> lo indican entre 48 a 52 en escala de Shore A sería una medida ideal, aunque de 10 a 45 unidades serian aceptables aunque dependiendo de la zona que se fuera a tratar. Aunque estas medidas son variables ya que depende de edad y origen de cada persona.

En cuanto a los resultados de las tres pruebas que obtuvimos, nuestros valores estuvieron dentro del rango de valores que reportaron varios



estudios<sup>(4,5,8,12,20)</sup> realizados con silicones de grado médico, aunque estos se realizaron con diferentes marcas comerciales de silicón, y estos valores son muy diferentes entre sí, por ejemplo Muhanad<sup>(10)</sup> en sus resultados de dureza con escala de Shore A obtuvo con el silicón TechSil una media de 25, con el silicón Cosmesil M 511 una media de 12 y con el silicón Cosmesil Z004 una media de 36, y en otros estudios por haber realizado la medición con otro escala es difícil comparar un estudio con otro.

## **CONCLUSIONES**

Con este estudio comprobamos que si existe diferencia entre las muestras de silicón dependiendo de la técnica del procesado que se utilizó, ya que las muestras procesadas con la técnica de 60° por 2 Hrs. obtuvieron valores superiores en las pruebas de elongación y resistencia al desgarre, que los procesados en temperatura ambiente. Y en la prueba de dureza las muestras procesadas a temperatura ambiente obtuvieron valores superiores que las procesadas con temperatura de 60°, y de los valores que resultaron de las tres pruebas tanto con el procesado a temperatura ambiente y a 60° estuvieron dentro del rango que reportaron otros estudios y con diferentes marcas comerciales de silicón.

Con este estudio, también pudimos concluir que la polimerización por degradación térmica crea zonas amorfas en el polímero, haciendo que se vean aumentadas las propiedades físicas del material y que se emplee más energía para lograr la ruptura del material.

## ANEXOS

### ANEXO I

#### FOTOGRAFÍAS DE MATERIAL Y EQUIPO



Fig. 1 Silicón Multisilos Sista



Fig. 2 Maquina Universal de Pruebas



Fig. 3 Vernier



Fig. 4 Durómetro



Fig. 5 Horno Hanau



Fig. 6 Mufla Acero S.A.E



Fig. 7 Prensas

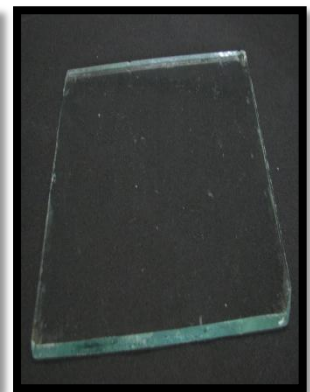


Fig. 8 Loseta

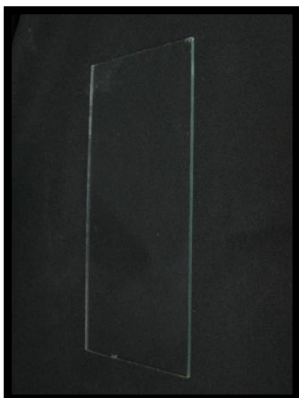


Fig. 9 Loseta Chica



Fig. 10 Espátula



Fig. 11 Vaselina



Fig. 12 Protección Personal



**Fig. 13 Pistola para silicón**



**Fig. 14 Yeso Tipo III**



**Fig. 15 Taza de Hule**



**Fig. 16 Suajes**



**Fig. 17 Balanza**



**Fig. 18 Vibrador**



**Fig. 19 Probeta**



**Fig. 20 Cronometro**



**Fig. 21 Mufflas Convencionales**

## BIBLIOGRAFIA

- <sup>1</sup> Beumer, John. Maxillofacial Rehabilitation: Prosthodontic & Surgical Considerations. 1996, St. Louis Missouri, Inc. USA
- <sup>2</sup> Warth Peter, Eppley Barry, Schmelzeisen Rainer. Maxillofacial Trauma and Esthetic Facial Reconstruction. 2003, Elsevier, USA.
- <sup>3</sup> Bellamy K, Limbert G, Waters MG, Middleton J. An elastomeric material for facial prostheses: synthesis, experimental and numerical testing aspects. *Biomaterials* 2003; 24:5061–6.
- <sup>4</sup> Lai JH, Wang LL, Ko CC, DeLong RL, Hodges JS. New Organosilicon Maxillofacial Prosthetic materials. *Dent Mater* 2002; 18:281–6.
- <sup>5</sup> Aziz T, Waters M, Jagger R. Development of a new poly (dimethylsiloxane) maxillofacial prosthetic material. *J Biomed Mater Res* 2003; 65:252–61.
- <sup>6</sup> Conroy, B.F., The History of facial prostheses. *Clinics in plastics Surg.* 10 (4): 689-707, 1983.
- <sup>7</sup> Mckinstry E, Robert. Fundamentals of Facial Prosthetics. Abi Professional Publications, 1995. USA.
- <sup>8</sup> A. Koran, R. G. Craig, Dynamic Mechanical Properties of Maxillofacial Materials, *J Dent Res* 1975 54: 1216.
- <sup>9</sup> Lewis D, Castleberry D, An Assessment of Recent Advances in External Maxillofacial Materials. *J Prosthet Dent*; 53:228-34.
- <sup>10</sup> Muhanad M. Hatamleh, David C. Watts. Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone Elastomers. *Dental Materials* 26 (2010) 185–191
- <sup>11</sup> Wolf B, Reitemeier B, Schmidt A, Richter G, Duncan G. In vitro testing of the bond between soft materials used for maxillofacial prostheses and cast titanium. *J Prosthet Dent* 2001; 85:401–8.
- <sup>12</sup> Aziz T, Waters M, Jagger R. Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. *J Dent* 2003; 31:67–74.

- <sup>13</sup> Hatamleh MM, Watts DC. Porosities and bonding of maxillofacial silicone elastomer with embedded glass fiber-bundles. *Int J Anaplast* 2008; 2:15–23.
- <sup>14</sup> Standard test Method for Rubber Property – Durometer Hardness D 2240 – 97
- <sup>15</sup> Standard test Method for Rubber Property – Elongation at Specific Stress D 1456 – 86 (reapproved 1996)
- <sup>16</sup> Hyo Sub Ryu, Young Hyun Joo, Sun Ok Kim, Kyoung Chan Park and Sang Woong Youn. Influence of age and regional differences on skin elasticity as measured by the Cutometer. *Skin Research and Technology* 2008; 14: 354–358.
- <sup>17</sup> Marcelo Coelho Goiato, Aldiéris Alves Pesqueira, Daniela Micheline dos Santos, Stefan Fiúza de Carvalho Dekon. Evaluation of hardness and surface roughness of two maxillofacial silicones following disinfection. *Braz Oral Res* 2009; 23(1):49-53.
- <sup>18</sup> R. Yu, A. Koran, R.G. Craig. Physical Properties of a Pigmented Silicone Maxillofacial. *J Dent Res* 1980 59: 1141.
- <sup>19</sup> R. Sciamanna, C. Albano. Influencia del Medio Físicoquímico en la Descomposición Térmica de Materiales Poliméricos Bioabsorbibles. *Información Tecnológica*. Vol. 9 No 6:1998.
- <sup>20</sup> Lai J. H, Hodges J. S, Effects of processing parameters on physical of the silicone maxillofacial prosthetic materials, *Dental Materials* 15 (1999) 450-455.