



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

INFLUENCIA DE LA TEMPERATURA EN LAS
PROPIEDADES FÍSICAS DE UN SILICÓN
EXPERIMENTAL PARA RECONSTRUCCIÓN FACIAL.

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

ROMERO SIERRA DULCE MARIA

TUTOR: C.D. ARCADIO BARRÓN Y ZAVALA

ASESORES: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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.

AGRADECIMIENTOS

A mi abuelita Victoria. Siempre te llevo en mi mente y en mi corazón y desde el cielo sé que siempre estas junto a mí. Te quiero con toda mi alma.

A mis padres, Pilar y Fortino. Gracias por darme la mejor herencia; mi educación, por guiarme en el camino de la vida y por hacer de mi una mujer con sueños y metas. En fin, por ser los mejores padres del mundo.

A mi hija Dasha. Que eres el “regalo que Dios me dio”. Sabes que siempre estaré a tu lado para enseñarte lo maravillosa que es la vida. Te amo.

A mi esposo Nacho. Tú y nuestra hija son el tesoro más grande que tengo en la vida, gracias por tu amor, comprensión y cariño. “Te quiero de aquí al infinito y de regreso”.

A mis hermanos, Gerardo y Perla. Por todos las travesuras que hacíamos juntos y por la niñez tan bonita que vivimos juntos. ¿Se acuerdan?.

A mis amigas, Ale y Diana. Quienes me han dado, durante 6 años, una amistad linda y sincera. Nunca olvidare los buenos momentos que pasamos juntas.

A Yoshamin Moreno y al Dr. Jorge Guerrero, quien con su paciencia y enseñanza pude lograr que este proyecto se llevara a flote.

Y principalmente a Dios, por permitirme vivir todo lo que me ha puesto en el camino, y poder llegar hasta este momento.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	4
ANTECEDENTES	5
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	15
JUSTIFICACIÓN	16
OBJETIVO GENERAL	17
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	17
CRITERIOS DE INCLUSIÓN	18
CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	18
CRITERIOS DE ELIMINACIÓN	18
VARIABLES	18
INDEPENDIENTES	18
DEPENDIENTES	18
METODOLOGÍA	19
MATERIAL Y EQUIPO	19
CRISTALERIA	19
MATERIAL	19
EQUIPO	19
MUESTREO	20
MÉTODO	20
RESULTADOS	34
PRUEBA DE DESGARRE	34
PRUEBA DE ELONGACIÓN	35
CONCLUSIÓN	36
REFERENCIA BIBLIOGRÁFICA	37

INTRODUCCIÓN

La prótesis maxilofacial trata de corregir defectos faciales, originados por trauma o enfermedad. Así, Rahn y Boucher la denominan como el arte y ciencia que comprende la rehabilitación morfofuncional de las estructuras intra y parabucales por medios artificiales, no solo restableciendo la forma y función adecuada, sino que conserva las estructuras remanentes ya sean duras o blandas en buen estado de salud, lo que trae, consigo la reincorporación del individuo a la sociedad.¹

La prótesis facial se remonta a épocas antiquísimas, como testimonian algunas momias egipcias que aparecen con narices y orejas artificiales. Con el trascurso de los años personajes como Pierre Fauchard, Delabarre, Claude Martin, Little, Gilbert y posteriormente Kasanjian y Converse fueron los autores intelectuales de los trabajos contemporáneos.

Los elastómeros de silicón se han utilizado ampliamente para la confección de prótesis maxilofaciales debido a su resistencia, durabilidad, facilidad de manipulación y biocompatibilidad.

Existe una creciente necesidad de mejorar el silicón para la reconstrucción facial, hasta el momento no hay un silicón que cumpla con los requisitos o propiedades básicas que Castleberry y Lewis mencionan los cuales son: características del procesamiento mecánico o características de rendimiento y propiedades de alojamiento del paciente, así como de que no debe ser tóxico, no alergénico, no cancerígeno, limpiable, compatible con los adhesivos, resistentes a la proliferación de microorganismos, y finalmente resistentes a la intemperie, las manchas y secreciones corporales.²

ANTECEDENTES

HISTORIA

En 1824, Berzelius demostró la estructura del sílice aislando el silicio tomando como base la hipótesis del francés Lavoisier con respecto a los óxidos metálicos. De esta manera también logró obtener el tetracloruro de silicio (SiCl_4). Gracias a este descubrimiento investigadores se inquietaron y siguieron creando mas compuestos, como el alemán Wohler quien obtuvo el "Silicio-Cloroformo" (SiHCl_3); el francés Friedel y el americano Crafts preparaban entre 1863 y 1866 los primeros compuestos de silicio-carbono por reacción del dietilo de zinc $\text{Zn}(\text{C}_2\text{H}_5)_2$ sobre el tetracloruro de silicio. En 1872 el alemán Landerburg es el primero en observar la formación de un fluido de polisiloxano hidrolizado, el dietildietoxisilixio (C_2H_5).

A principios del siglo XX Kipping empezó a realizar un estudio en el cual preparó una serie de derivados, preocupándose por dejar a un lado los productos viscosos o infusibles, obtenidos de forma accesoria.

Años después, los rusos Dolgov y Andrianov, relacionaron los productos de Kipping con el descubrimiento del enlace Si-O-Si de los silicatos en la química mineral, y las macromoléculas que ya habían cobrado importancia para la química orgánica.

En Estados Unidos de América, 10 años más tarde le encontraron nuevas aplicaciones al silicón, de acuerdo a las crecientes necesidades de la guerra donde esta valorización industrial fue esencialmente la obra, por diversos motivos, de General Electric y Dow Corning. Esta última compañía desarrollo el caucho de silicón, que poseía una buena flexibilidad y durabilidad, además de que era higiénico, lo que lo hizo un material ideal para la realización de prótesis maxilofaciales.

El desarrollo del silicón de uso odontológico para le reconstrucción facial fue gracias a George Barnhart, quien era un técnico maxilofacial que

trabajaba en clínica Dental Zoller de la Universidad de Chicago, donde era encargado para reconocer el potencial de este material y persuadir a la Compañía Dow Corning para producir Silastic 399, un tipo de elastómero de la prótesis facial. Silastic es el nombre comercial para el silicón médico de calidad manufacturado por la Compañía Dow Corning. Siendo esta compañía pionera en el lanzamiento de silicones para prótesis maxilofacial, lanzo al mercado varios tipos de silicones que vulcanizan a temperatura ambiente (semitransparente: *Silastic 399*; opaco: *Silastic 382*), silicones que vulcanizan mediante alta temperatura (*Silastic 370, 372, 373*), silicones transparentes (*MDX 4-4210, MDX 4-4515*), y los adhesivos de grado médico que se unieron al silicón. Todos estos materiales encontraron un uso sustancial en la rehabilitación de la prótesis facial a lo largo de los años sesenta, años setenta, y años ochenta, y algunos siguen usándose hoy en día.

En 1974 Lontz y Schweiger introdujeron un nuevo tipo de silicón que era una combinación del silicón que vulcaniza a temperatura ambiente (*Silastic 372*) con un silicón que vulcaniza mediante alta temperatura (*MDX 4-4515*) para crear un elastómero que asimilara la elasticidad de tejidos humanos suaves. Este material era designado como polidimetilsiloxano. El cual se continúa usando en la actualidad a lo largo del mundo.

También en 1974, el Instituto Tecnológico de Maxilofacial, Roehampton, Inglaterra, comenzó un estudio para investigar y desarrollar un mejor silicón para prótesis facial. Este trabajo llevó al desarrollo de *Cosmesil*, por el profesor Winter y asociados de Cosmedica en la universidad Wales, Cardiff. Este material se encontró por Wolfaardt y cols., para mejorar las propiedades mecánicas de los elastómeros de silicón disponibles en el mercado. Este material, actualmente, es usado en varios centros en los Estados Unidos y Europa.

Recientemente muchos de los silicones que vulcanizan a temperatura ambiente manufacturados por la compañía Dow Corning han sido retirados del mercado. Los productos del reemplazo para estos materiales son el *Factor II* Inc., Lakeside, Arizona. Actualmente los materiales de silicón son los materiales más populares para prótesis facial debido a su velocidad y fácil proceso, y debido a su flexibilidad y durabilidad.³

El tratamiento protésico de los tejidos perdidos puede efectuarse independientemente de que la causa sea de origen traumático o neoplásico, aunque en este último caso debe de tener en cuenta si el paciente ha sido o no irradiado; sin embargo, los de origen congénito presentan diferencias en cuanto al estado de los tejidos, adaptación física, funcional y psíquicas de los pacientes, aunque existen lineamientos comunes en la rehabilitación maxilofacial a los establecidos en las prótesis estomatológica.

Uno de los principales fundamentos para establecer un plan de tratamiento es poder contar con un equipo multidisciplinario en el cual todos los integrantes puedan aportar, desde el comienzo, sus criterios, encaminados a que el paciente se reincorpore con totalidad a la sociedad gracias a la reconstrucción facial que estos le realicen. Así como de informar y educar tanto al paciente como a sus familiares cercanos sobre el tipo de tratamiento que va a recibir, de modo que conozcan condicionales, trascendencia, posibles limitaciones, así como la participación y cooperación que deben de aportar.

Los medios de fijación o retención constituyen un aspecto vital, dadas las posibilidades de desalojo de la rehabilitación por su magnitud, alto peso y por encontrarse en zonas de mucha movilidad. Existen otras condiciones desfavorables que conspiran estéticamente con la rehabilitación como son: la difuminación de los bordes de la prótesis con los tejidos de soporte, así como la estabilidad del color; por ello y por constituir la cara el medio de comunicación constante entre las personas, es necesario

recurrir a todo método de enmascaramiento que permita brindar naturalidad a la rehabilitación¹.

Las prótesis buco-maxilofaciales pueden dividirse en:

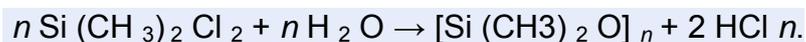
- Oculares.
- Nasaes
- Auriculares.
- Craneales.
- Para defectos maxilares.
- Orbitales.
- Para defectos mandibulares.
- Complejas.

QUÍMICA

El silicón es un polímero que presenta en su molécula un enlace de silicio-oxígeno; según las condiciones de fabricación y la naturaleza de los grupos orgánicos que se unen al silicio, los productos obtenidos de este material serán en forma de gomas, fluidos, resinas, hules etc. Incluso dentro de cada uno de estos grupos su forma será reticulación.

Las siliconas o polisiloxanos constituyen la rama más importante de los derivados organosilicos; la característica esencial de los polímeros es la de presentar en su molécula, un enlace silicio-oxígeno. Este enlace silicio-oxígeno es precisamente el que da origen a su nombre: siliconas, dado por la analogía con ciertos compuestos orgánicos con grupos carbonooxígeno.

La fórmula química del polidimetilsiloxano es $\text{CH}_3 [\text{Si} (\text{CH}_3)_2 \text{O}]_n \text{Si} (\text{CH}_3)_3$, donde n es el número de unidades de monómero que se unen $[\text{SiO} (\text{CH}_3)_2]$. La síntesis industrial puede empezar desde dimetil clorosilano y agua como lo muestra la siguiente reacción:



La química del silicón experimental que se utilizará para este estudio es muy similar a la química de los silicones por condensación de uso dental para toma de impresiones. El cual lo conforma una base que contiene un polímero de bajo peso molecular (hasta 10 grupos por molécula) y un relleno. El acelerador contiene un polímero de peso molecular bajo con grupos vinílicos terminales, más un relleno y un catalizador de ácido cloroplatínico.⁴

Composición

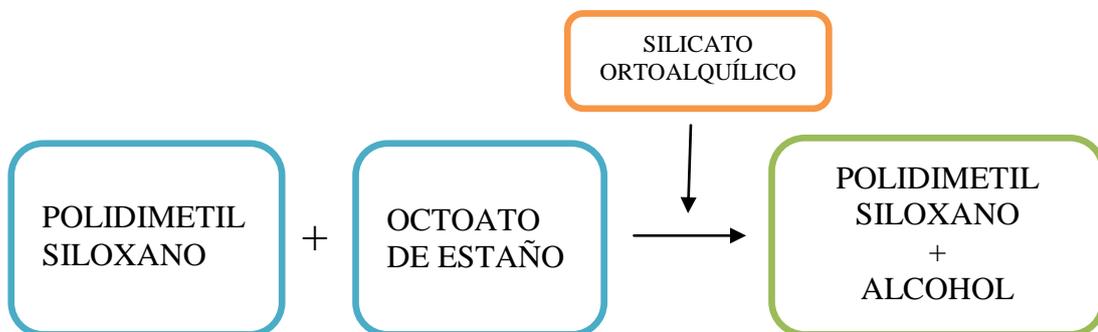
BASE:

- Polidimetilsiloxano
- Silicato ortoalquílico
- Sílice

CATALIZADOR

- Octoato de estaño
- Dialurato de butilo y estaño
- Aceite

Reacción Química:



La formación del elastómero se produce por un entrecruzamiento de los grupos terminales hidróxidos y los silicatos alquílicos, que da como resultado una malla tridimensional. El alcohol etílico o metílico es un subproducto de la reacción.

El silicón experimental que se utilizará en este estudio es de marca "SILICONA" Productos de silicón, S.A de C.V, el cual se emplea en la industria química. Se cataloga como un fluido de polidimetilsiloxano con terminaciones hidroxil. También se les conoce como polímero de silicón reactivo.

Las características que el fabricante menciona del silicón experimental que se ocupará para este estudio son las siguientes:

Caucho de silicón con elevada resistencia térmica y mecánica. Presenta una dureza “Shore A” de 18, y su elongación es del 400%. Utilizado en la elaboración de moldes, ideal para el vaciado de ceras, resinas, materiales sulfúricos; además tiene una resistencia a la temperatura de 200 °C. El hule RTV-421, se recomienda utilizar con el catalizador Beta-16, en una relación del 10%.⁵

Dureza Shore A	35-40 puntos (+-5)
Dureza con diluyente	Disminuye proporcionalmente al aceite añadido
Resistencia a la tensión	170 %
Resistencia al desgarre	7.5 N/mm
Encogimiento lineal	0.4 %
Resistencia a la tracción	4.5+-0.5 N/mm ²



Figura 1. Presentaciones comerciales del silicón experimental

El método de prueba se tomó de la norma ASTM D.624-98 (American Standards for Testing Material), en la cual, rige a los procedimientos para la medición de los polímeros que vulcanizan a temperatura ambiente y los que vulcanizan mediante la elevación temperatura.

La norma menciona el concepto de desgarre, el cual se define como la aplicación continua de fuerza sobre una muestra, para iniciar la ruptura. La prueba consiste en la medición de la fuerza necesaria para romperla por completo, en la continuación del corte producido en la prueba.

Y para la prueba de elongación determina la elongación de suaves compuestos de elastómeros vulcanizados bajo una tensión específica. El método consiste en un ensayo en el cual se hace la medición de la muestra sometida a una tensión durante un periodo determinado de tiempo. El esfuerzo o elongación se define como una aplicación con la suspensión de una masa conocida, que por gravedad da la tensión deseada.⁶

En la actualidad se han realizado diversos estudios para medir las propiedades físicas de los silicones para reconstrucción facial que existen el mercado. En el estudio realizado por Tariq Aziz, y cols. donde comparan las propiedades físicas de diferentes marcas de silicones, los resultados que obtuvieron con respecto al alargamiento a la ruptura fue que Nusil había producido un alargamiento a la ruptura significativamente mayor en comparación con los otros materiales ($p < 0,001$). El alargamiento a la ruptura de Cosmesil HC fue significativamente mayor que Cosmesil St, Prestige y Factor II ($p < 0,001$), pero no hubo diferencias significativas ($p > 0,05$) en alargamiento a la rotura de San Cosmesil, Prestige y Factor II.⁷

En 1999 J.H. Lai y col. refieren que el resultado más significativo de su estudio fue que las propiedades mecánicas de A-2186 que fue curado en moldes de acero inoxidable son significativamente mayores que los de

A-2186 curados en moldes de yeso piedra. Las propiedades mecánicas de A-2186 curados en moldes acero inoxidable en comparación con las que fueron curadas en moldes de yeso piedra son 354% contra 302% ($p < 0,001$) para alargamiento a la ruptura. En resistencia al desgarro, no fue significativamente diferente (90.7 contra 89.9 N/cm, $p = 0,077$). En este estudio también se compararon las propiedades mecánicas con y sin pigmentos donde obtuvo que las muestras no pigmentadas tuvieron mayor valor que las muestras pigmentadas, en alargamiento a la ruptura fue de 31.8% contra 31.2% ($p < 0,001$) y en resistencia el desgarro, no fue significativamente diferente 90.7 N/cm contra 89.9 N/cm ($p = 0,77$). Las muestras no pigmentadas tuvieron mayor valor que las muestras pigmentadas, en resistencia al desgarro donde se obtuvo 96.1 N/cm contra 84.5 N/cm ($p = 0,01$) y para alargamiento a la ruptura los resultados fueron de 335% contra 312% ($p = 0,001$). Por tanto, la resistencia a la tracción y alargamiento a la ruptura de las muestras no pigmentadas tuvieron mayor valor que las muestras pigmentadas en cuanto a su fabricación en moldes de acero inoxidable, pero en muestras pigmentadas y no pigmentadas tenían prácticamente los mismos valores en cuanto a la fabricación en moldes de yeso piedra.⁸

En la publicación de Gegory L. Polyzois y cols., se estudió las propiedades físicas de las diferentes marcas comerciales de silicón para reconstrucción facial pero sometidas a secreciones corporales tales como la transpiración y el sebo; las cuales estando inmersas en periodos prolongados en estas secreciones, pueden causar cambios degradativos en la estructura del elastómero, teniendo como fin el deterioro de la prótesis. Los datos obtenidos en cuanto a alargamiento a la ruptura fue que en comparación con el grupo control donde el resultado fue de 16.5 KN/m, el silicón Episil sometido a una transpiración a un pH ácido obtuvo 17.5 KN/m, para la transpiración con pH alcalino resultó entre 16 y 16.5 KN/m y en cuanto al sebo se obtuvo 17 KN/m. Estos datos denotan que

las propiedades físicas se ven aumentadas a la exposición de secreciones corporales.

Para la resistencia a la ruptura el grupo control obtuvo entre 250 y 260%, el silicón Episil expuesto a transpiración con pH ácido obtuvo 210%, expuesto a transpiración con pH alcalino obtuvo entre 220 y 230% y para el sebo se obtuvo 240%. Estos resultados nos confirman que las propiedades físicas de este silicón comercial disminuidas a la exposición de secreciones corporales.²

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El protesista maxilofacial tarda aproximadamente entre 48 y 72 horas para la confección de la prótesis maxilofacial, debido a que los silicones que existen en el mercado, patentados para este fin, son de vulcanización a temperatura ambiente o RTV, es por eso que tienen que esperar mínimo 24 horas para que dicho silicón polimerice. Además de que algunos silicones por condensación liberan ácido acético como subproducto, el cuál es altamente irritante en piel y mucosas y esta característica los hace que no sean biocompatibles en el ser humano. Es por esta razón que se lanza la siguiente interrogante:

¿Será posible mejorar las propiedades físicas y mecánicas de un silicón experimental para reconstrucción facial, así como de reducir el tiempo de polimerizado mediante el empleo de temperatura?

JUSTIFICACIÓN

Con este estudio se pretende en primer lugar; acortar el tiempo de construcción de la prótesis facial, es por eso que se pretende optimizar el tiempo el tiempo de polimerizado de dicho material elastomérico, sometiéndolo a temperatura para acelerar la reacción de polimerización, y así que el protesista maxilofacial no demore en la reconstrucción facial del paciente; y así este se reincorpore más rápido en el entorno social que lo rodea. Y en segundo lugar; comprobar si hay una mejora en las propiedades físico-mecánicas en cuanto a la resistencia al desgarro y elongación de una un silicón experimental para reconstrucción facial.

Estas dos características son muy importantes porque en los márgenes donde se adhiere la prótesis facial a los remanentes de la piel del pacientes, son muy delgados y por ende muy susceptibles a la ruptura, sobre todo cuando la prótesis es retirada por las noches o para su limpieza. Además de que la elongación de dicho material indica la fuerza global y en que medida el material se estira entes de romperse.^{9 y 10}

OBJETIVO GENERAL

- Determinar las propiedades físico-mecánicas de un silicón experimental para reconstrucción facial, sometido a temperatura para agilizar el tiempo de polimerizado.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar los valores de resistencia al desgarre que tiene un silicón experimental para reconstrucción facial sometido a temperatura.
- Determinar los valores de elongación que tiene un silicón experimental para reconstrucción facial sometido a temperatura.

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Muestras de de 150X15mm procesada a 75°C de temperatura de silicón experimental de la marca “SILICONA” Productos de silicón, S.A de C.V., para la prueba de desgarre.
- Muestras de de 150X3mm procesada a 75°C de temperatura de silicón experimental de la marca “SILICONA” Productos de silicón, S.A de C.V., para la prueba de elongación.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Muestras que no cumplan con los requisitos de los criterios de inclusión.

CRITERIOS DE ELIMINACIÓN

- Muestras que Placas de silicón experimental de la marca “SILICONA” Productos de silicón, S.A de C.V., cuyos valores después de la prueba tengan una diferencia entre ellas de más del 15%.

VARIABLES

INDEPENDIENTES

- Relación base catalizador
- Temperatura de procesado
- Humedad del cuarto de mezclado.
- Tiempo y forma de espatulado.
- Fuerza aplicada durante el prensado.

DEPENDIENTES

- Composición de la base y el catalizador.
- Voltaje de luz.

METODOLOGÍA

MATERIAL Y EQUIPO

CRISTALERIA

- Vidrio de reloj grande.
- Vaso de precipitados de 50ml
- Gotero.
- Loseta de Vidrio de 25x40x0.3 cm.

MATERIAL

- Silicón experimental de la marca “SILICONA” Productos de silicón, S.A de C.V.
- Yeso de uso dental tipo III de la marca “MAGNUM” color amarillo.
- Vaselina.

EQUIPO

- Espátula para alginato dental
- Mufla fabricada de acero S.A.E 1018 de 6.35x 15.87mm que consta de 2 batidores o marcos con forma de rectángulo de 90x 200mm a los cuales se le colocó 2 tapas respectivamente y sujetendolas con tornillos y pernos de registro para su confrontación.
- Dos prensas para enmuflado dental. (MÉXICO)
- Vernier digital de la marca MITUTOYO. (JAPÓN)
- Cronometro digital marca SPER SCIENTIFIC. (HONG KONG)
- Balanza Oahus modelo ADVENTUR. (CHINA)
- Estufa marca HANAU con temperatura controlada. (N.Y. USA)
- Horno de temperatura controlada FELISA (MÉXICO)
- Máquina universal de pruebas mecánicas INSTRON modelo 5567 (USA)

MUESTREO

GRUPO	NÚMERO DE MUESTRAS
ELONGACIÓN	10
DESGARRE	10
TOTAL	20

Como se explica en el cuadro de arriba, se conformaron dos grupos de estudio con 10 muestras c/u haciendo un total de 20 muestras.

MÉTODO

Se diseño y se fabrico una mufla especial de acero S.A.E 1018 de 6.35x 15.87mm (figura 2) para poder procesar el silicón con las medidas que la norma ASTM exige la para realizar las pruebas que a continuación se describirán.



Figura 2. Mufla de acero S.A.E. 1018

Se realizó un enmuflado convencional con yeso tipo III marca MAGNUM, previa colocación de una ligera capa de vaselina en toda la superficie de la mufla.

Se colocó el yeso tipo III en la parte inferior de la mufla.



Figura 3. Colocación de yeso en la mufla

Se vibro para eliminar burbujas en el yeso.

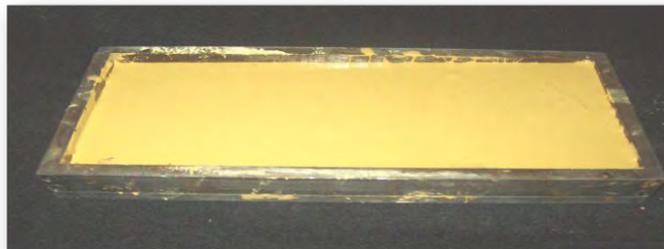


Figura 4. Mufla con el yeso tipo III

Se colocó sobre el yeso un cartón de 7cm de ancho x 16.5 de largo x 2mm de grosor, previa colocación de vaselina en la superficie del cartón.



Figura 5. Colocación del cartón sobre el yeso.

Ya fraguado el yeso, se le colocó al yeso y cartón una ligera capa de vaselina.

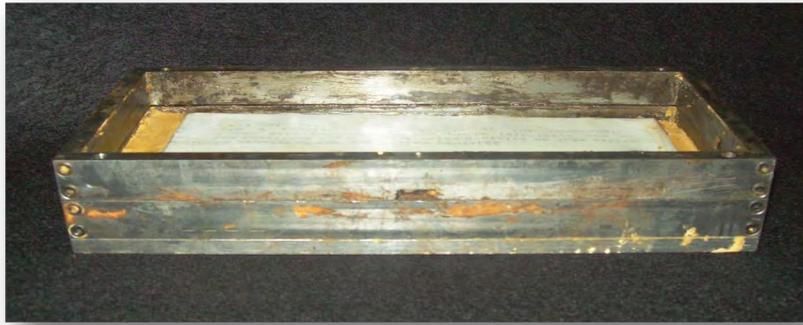


Figura 6. Colocación de la parte superior de la mufla, con una ligera capa de vaselina sobre el yeso y el cartón.

Posteriormente se colocó la parte de superior de la mufla, y se vació yeso tipo III hasta llenarla.



Figura 7. Vaciado de yeso en la mufla.

Y finalmente se vibró la mufla con el yeso, para eliminar el excedente de burbujas, después se colocó la tapa de la parte superior de la mufla para liberar el excedente de yeso.

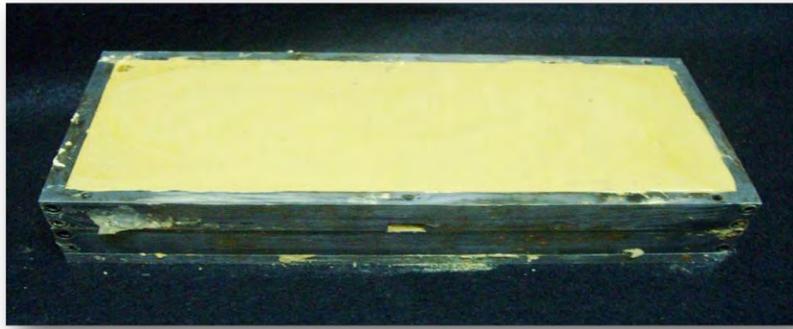


Figura 8. Sobrellenado de la mufla con yeso tipo III.



Figura 9. Colocación de la tapa de la mufla.

Posteriormente se dejó fraguar el yeso, y se abrió la mufla, se quitó el cartón, para que dejara espacio para que se procesara la placa de silicón. Se preparó el material para la realización de las placas de silicón.



Figura 10. Material y equipo

En el vidrio de reloj se pesó 47.5 g de base del silicón experimental, en la balanza Ohaus.



Figura 11. Pensando la base del silicón con la Balanza Ohaus .

También se peso 1.102 g en un vaso de precipitados de 50ml, el catalizador del silicón experimental.



Figura 12. Pesando el catalizador en la balanza Ohaus.

Se colocó la base del silicón experimental, en el vidrio y posteriormente se le agregó el catalizador.

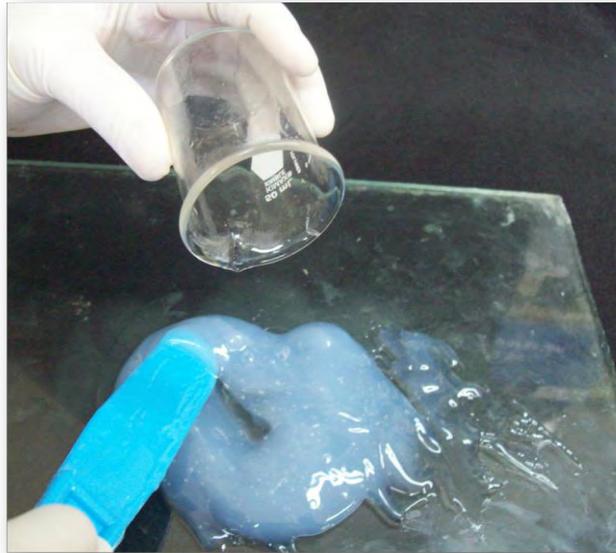


Figura 13. Iniciación de la mezcla.

Se espatuló por un lapso de 5 min, como movimientos envolventes para que el elastómero no atrapara burbujas.



Figura 14. Espatulado del silicón experimental.

Posteriormente se colocó el silicón experimental en la mufla y se extendió para que abarcara todo el espacio destinado para la placa de silicón experimental. Figura 15 y 16.

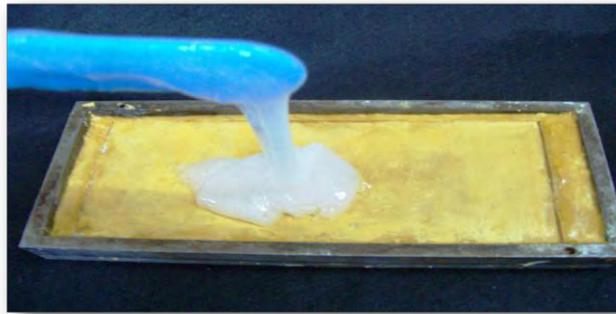


Figura 15. Vaciado del silicón a la mufla.



Figura 16. El silicón se expandió por toda la mufla.

Se cerró la mufla y se prepara para ser prensada; primero en el centro y después a los lados, procurando que sea lentamente para que salga el excedente de silicón, utilizando prensas para enmuflado dental. Figuras 18 y 19.

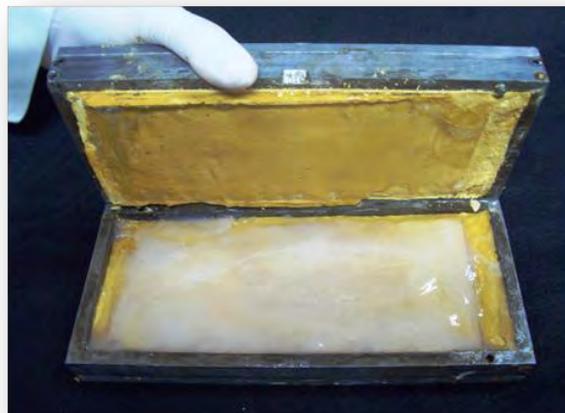


Figura 17. Cerrado de la mufla.



Figura 18. Prensado en el centro de la mufla.



Figura 19. Prensado en los lados de la mufla utilizando dos prensas.

Ya prensada la mufla, se llevo a una estufa Hanau a 75°C durante una hora. Transcurrido este tiempo, se sacó la mufla de la estufa, se dejó enfriar a temperatura ambiente, se quitaron las prensas y se sacó la placa de silicón.

Las placas de silicón experimental se mantuvieron a una temperatura de 38°C en el horno de temperatura controlada Felisa.

Ya realizadas todas las placas de silicón, se procedió a cortarlas con suajes con las medidas dadas por la norma ASTM.



Figura 20. Placas de silicón.

El corte de las muestras se realizó con los suajes, en los cuales se colocó la placa de silicón alineándola con el suaje, y colocándole una tabla de madera por debajo de la placa de silicón y otra por arriba del suaje, y se hizo presión con una prensa en el centro y las periferia del suaje.



Figura 21. Colocación de tablas por arriba y abajo del suaje.

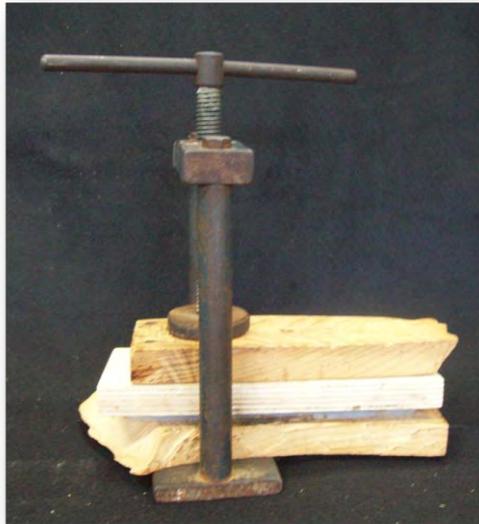


Figura 22 y 23. Prensado de los extremos para el corte de la placa de silicón con los suajes.

Ya cortada la placa de silicón con el suaje, se procedió a sacar las muestras de los sujes, sin jalarlas para que esta fuerza no fuera alterar el resultado de las mismas.

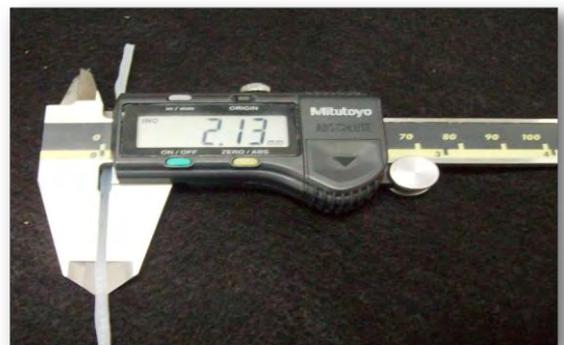
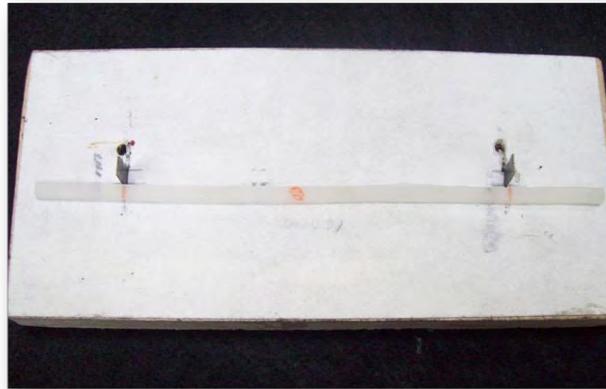


Figura 24. Corte del silicón con el suaje para la prueba de desgarre.



Figura 25. Corte del silicón con el suaje para la prueba de elongación.

Después de que se suajaron las muestras para la prueba de elongación, cada muestra se marcó una área en el centro de 100mm además de que se midió el grosor y el ancho de cada una. Figuras 26, 27 y 28.



Figuras 26, 27 y 28. Tomando las medidas de las muestras para la prueba de elongación.

Y finalmente se procedió a la realización de las pruebas físico-mecánicas en la maquina universal de pruebas mecánicas INSTRON. Figura 29, 30 y 31.



Figura 29. Maquina universal de pruebas mecánicas INSTRON.

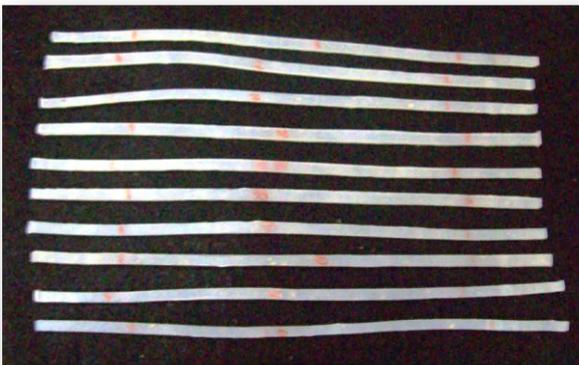


Figura 30. Muestras para la prueba de elongación.

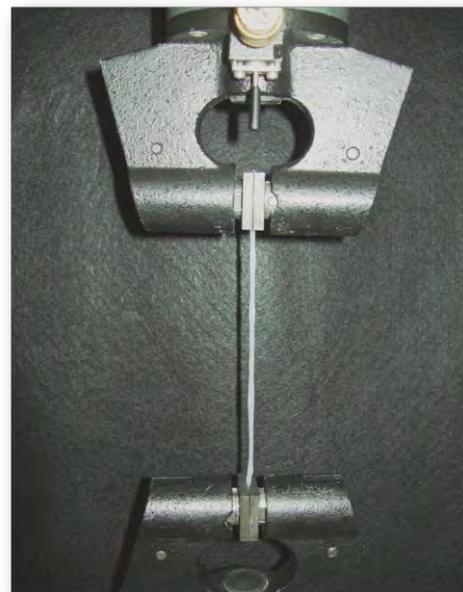


Figura 31. Realizando prueba de elongación en la INSTRON.

En la prueba de elongación, se midió la longitud final de cada muestra (figura 32), y después al minuto de haber realizado la prueba.



Figura 32. Medición de muestra terminando la prueba de elongación.

Terminada la prueba de elongación se continuó con la prueba de desgarre. Figura 33,34, 35 y 36.

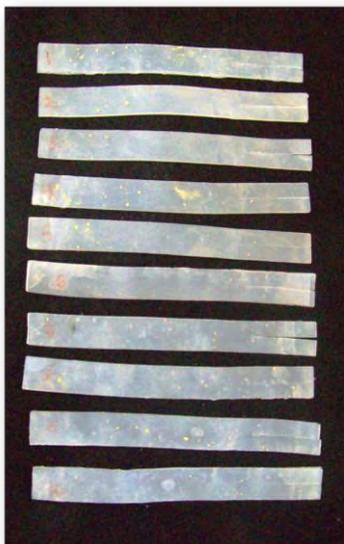


Figura 33. Muestras para la prueba de desgarre.



Figura 34. Muestras después de la prueba de desgarre la prueba de desgarre.



Figura 35. Maquina INSTRON realizando la prueba de desgarre.

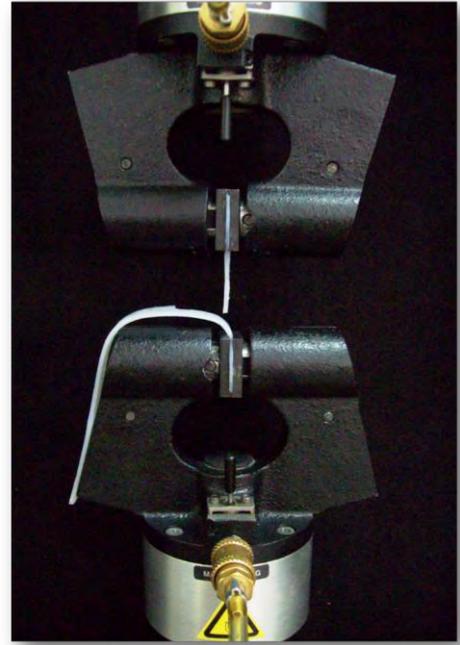
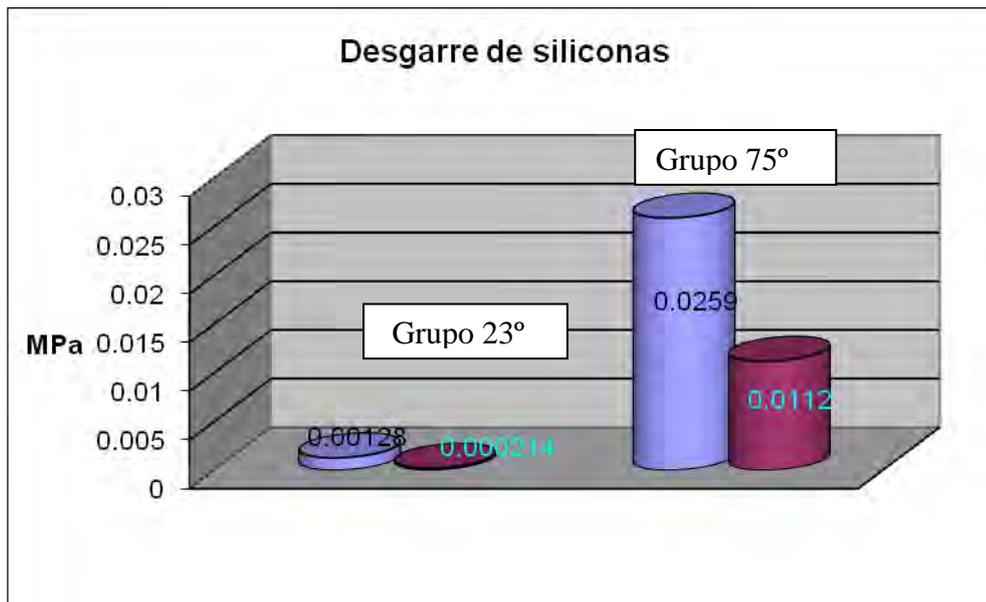


Figura 36. Muestra de desgarre ya realizada la prueba.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos de la prueba de desgarre y elongación fueron analizados con una T-student con un 95% de confiabilidad a una $P=0.253$.

PRUEBA DE DESGARRE



Gráfica 1. Resultados de la prueba de desgarre.

Como se observa en la grafica el silicón que presenta mayor resistencia al desgarre fue el procesado a 75° C con una resistencia de 0.0259 MPa y una desviación estandar del 0.0112, el grupo que menos resistencia al desgarre presentó fue el grupo procesado al medio ambiente, con una resistencia de 0.00128 y una desviación estandar de 0.000214 a una $P < 0.050$.

PRUEBA DE ELONGACIÓN



Gráfica 2. Resultados de la prueba de elongación.

Como se observa en la grafica, el silicón que presentó mayor elongación fue el procesado a 23° C con una elongación de 47.920% y una desviación estandar 1.317, el grupo que menor elongación presentó presentó fue el grupo procesado a 75° C, con una elongación de 44.467 y una desviación estandar de 2.014 a una $P < 0.001$.

CONCLUSIÓN

En base a los resultados obtenidos se concluye:

Que la polimerización mediante el empleo de temperatura aumenta las propiedades físico-mecánicas del silicón. Esto beneficiará en que al ser el silicón menos elástico, hay menor probabilidad de deformación, característica que se asemeja al comportamiento de la piel de los paciente, teniendo mayor duración de la prótesis facial, además de que aumentará la unión entre esta y la piel de los pacientes. Y será menor la probabilidad de que la prótesis facial, sufra rupturas ante su colocación.

También se logró mejorar el tiempo de polimerización del silicón, optimizando el tiempo de trabajo del protesista maxilofacial ante la confección de dichas prótesis.

REFERENCIA BIBLIOGRÁFICA

1. I. Jan Kielewicz. Prótesis buco-maxilo- facial. 2003. Editorial Quintessence, S.L. Barcelona.
2. G.L. Polyzois, P.A. Tarantili, M.J. Frangou y G.A. Andreopoulos. Physical properties of a silicone prosthetic elastomer stored in simulated skin secretions. The journal of prosthetics dentistry. 2000, 83, 572-577.
3. R. E. McKinstry. Fundamentals of facial prosthetics. 1995, 77-97.
4. J.L. Cova N. Biomateriales dentales. 2004.
5. [http//2009. Silicona.com.mx/product-info.php?](http://2009.Silicona.com.mx/product-info.php?)
6. Norma ASTM (American standards for testing material) designation: D 1456-86 y D 624-98. P. 256-259 y 132-140.
7. T. Aziz, M. Waters, R. Jagger. Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. Journal of dentistry. 2003, 31, 67-74.
8. J.H. Lai, J.S. Hodges. Effects of processing parameters on physical properties of the silicone maxillofacial prosthetic materials. Dental materials. 1999. 15, 450-455.
9. M. Mutluay, I.E Ruyter. Evaluation of bond streng of soft relining materials to dentadure base polymers. Dent Master. 2007,23.1373-1381.
10. K. Fuji, H. Minami, T. Kanie, S. Ban, M. Inove. Mechanical properties and bond strength of silicone- based resilient denture liners. Dent Master, 2005, 24, 667-675.