



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

INFLUENCIA DE LOS PIGMENTOS EN LAS PROPIEDADES
MECÁNICAS DE SILICONES INDUSTRIALES EMPLEADOS
PARA LA RECONSTRUCCIÓN FACIAL.

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

HAI D É TORRES N Á J E R A

TUTOR: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA

MÉXICO, D.F.

2011



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.

Gracias...

A **Dios** por permitirme llegar a este momento, nunca dejarme sola y siempre darme más de lo que necesito.

A mis padres, por todo el amor que me han dado. Por brindarme la oportunidad de cumplir esta meta, por todo su esfuerzo, sacrificio, paciencia y apoyo que siempre han depositado en mí toda la vida. Papito lindo, **Sr. David Torres** por siempre estar conmigo y desear siempre lo mejor para mí, por ser mi ángel que nunca me dejará sola y porque siempre vivirá en mi corazón. Mamita linda, **Sra. Jocabeth Nájera** por ser la persona que más confianza tiene en mí, porque sin usted no sería posible todo esto y porque juntas terminamos esta carrera, todo lo que tengo es por usted y nunca terminare de agradecer todo lo que me ha dado. Ustedes son lo mejor que tengo en la vida, los amo y este triunfo es de ustedes.

A **Con, Nor, Robe y David** porque siempre que he necesitado algo ustedes están ahí para mí, porque cada uno de ustedes me ha ayudado de una forma especial y sé que siempre contaré con ustedes.

A toda mi familia, **Nei y Joca** que son como mis hermanas, a todos mis sobrinos y sobrinas, **Carlos, Pilar y Nancy** por todo lo que me han ayudado. Quizás no sea la familia perfecta, pero es la mejor y lo más importante para mí en este mundo.

A mi tía **Esther** por su gran apoyo, cariño y confianza depositada en mí.

A **Cid Sánchez** por su infinito amor, ayuda, paciencia y por todo lo que me has dado, ha sido maravilloso conocerte.

A **Leslie, Daniel y José Manuel** por ser mis amigos y parte de mi vida. A todos mis amigos y personas que he conocido a lo largo de mi vida y que me han ayudado de muchas formas.

A **el Mtro. Jorge Guerrero Ibarra** por su gran colaboración brindándome su tiempo y conocimientos en el desarrollo de este proyecto, además de ser parte de mi formación profesional.

A **Marco y Edmundo** por su gran ayuda para realizar este proyecto.

A la **UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO** y muy especialmente a la **FACULTAD DE ODONTOLOGÍA** por brindarme los conocimientos para mi desarrollo personal y profesional.

A todos ustedes muchas gracias por todo...

INDICE	
INTRODUCCIÓN	5
ANTECEDENTES	7
Historia de la prótesis facial	7
Silicones	13
Propiedades mecánicas de los materiales para prótesis facial	15
Pigmentos	17
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	18
JUSTIFICACIÓN	19
OBJETIVO GENERAL	20
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	20
HIPÓTESIS	21
METODOLOGÍA	22
CRITERIOS DE INCLUSIÓN	22
CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	22
CRITERIOS DE ELIMINACIÓN	22
VARIABLES INDEPENDIENTES	22
VARIABLES DEPENDIENTES	22
MATERIALES y EQUIPO	23
Cristalería	23
Material	23
Equipo	23

MUESTREO	24
METODO	24
Prueba de elongación	30
Prueba de desgarre	32
RESULTADOS	34
CONCLUSIONES	36
BIBLIOGRAFÍA	37



INTRODUCCIÓN

Existe una creciente necesidad de mejorar los materiales utilizados en la reconstrucción facial para pacientes desfigurados facialmente, ya que estos sufren de muchas presiones psicosociales.

El tratamiento de restauración facial se puede llevar a cabo sin importar si la pérdida de tejidos faciales es de origen traumático o neoplásico. Sin embargo, hay que tomar en cuenta si el paciente ha sido o no irradiado en el caso de origen traumático. Con los de origen congénito debemos de tener cuidado ya que presentan diferencias referentes al estado de los tejidos, adaptación física y funcional.

Aún no se encuentra el material ideal para prótesis facial, pero en las últimas décadas se han hecho muchas mejoras y se ha establecido a los silicones como un material con las propiedades ideales y más cercanas a las deseables.

Las propiedades o los requisitos de un material ideal son:

- El material debe ser no tóxico y no alergénico.
- Resistente a la intemperie.
- Resistente a las manchas de envejecimiento.
- Resistente a las secreciones del cuerpo (sebáceas, nasales y salivales).⁶

Los silicones utilizados deben tener propiedades mecánicas como:

- Alta resistencia al desgarre.
- Resistencia a la tracción y a la ruptura.
- Una dureza adecuada similar a la piel en la parte defectuosa.
- Una unión suficiente y eficaz a las estructuras remanentes.



Se requiere que todo esto no se vea afectado al utilizar los pigmentos para darle la caracterización necesaria y asimilarlo en cuanto a color de la piel remante del paciente.⁷



ANTECEDENTES

HISTORIA DE LA PRÓTESIS FACIAL

La prótesis facial o somatoprótesis (refiriéndose con este término a prótesis fuera de boca) es uno de los campos que integran a la prótesis estomatológica.

La prótesis facial son el arte y ciencia que comprenden la rehabilitación de las estructuras intra y extrabucales a través de medios artificiales, restableciendo forma, función y conservando estructuras remanentes duras o blandas en buen estado de salud según Rahn y Boucher.²

Los defectos faciales han existido siempre, sin embargo, las primeras ideas de utilizar prótesis faciales se remonta a épocas muy antiguas como fue en la cuarta Dinastía Egipcia (2613 a.C.-2494 a.C.) donde se encontraron evidencias de tumbas con momias que presentaban nariz, ojos y oídos como prótesis elaboradas de ceras, resinas, piedras o mosaicos.

Durante el periodo Griego y Romano (1000 a.C.) se encontraron máscaras faciales elaboradas de oro y plata, aunque en realidad no sé sabe si eran usadas como protección de alguna deformidad facial o simplemente eran elaboradas como protección facial para ser usadas en las batallas. También se encontraron varias estatuas en este periodo que presentaban ojos de marfil tallados a mano, con buena adaptación a los tejidos de la órbita del ojo humano.

En el periodo de 200 d.C. a 1000 d.C. se reportó que en China se fabricaban prótesis faciales de laca soportada en subestructuras de metal. Arqueólogos en Grecia encontraron moldes de estructuras de oídos, nariz y órbitas elaboradas de terracota, afirmando que tales prótesis estaban pintadas con tonos de piel.¹



Ambrose Paré, refiere que en el siglo XVI hubo una gran incidencia de amputaciones de extremidades, por lo cual inició una investigación acerca de la viabilidad para la producción de prótesis faciales, publicando el primer documento oficial de prótesis facial (1579) donde junto con *French* describen una variedad de prótesis simples, utilizadas para la cosmética y función de estructuras faciales remplazadas.

Paré describe el diseño de prótesis nasales elaboradas con plata, también describe el diseño de los auriculares y de ojo construidas de papel maché retenidos por medio de una banda de metal que pasa alrededor o por encima de la cabeza del paciente. Debido a estas publicaciones *Ambrose Paré* es considerado “El Padre de la Prótesis Facial”.^{1, 3}

Tycho Brahe, reportó el segundo documento oficial acerca de la prótesis facial. Informó del uso de plata para la fabricación de prótesis con la posible adición de cobre para mejorar su ductibilidad.¹

El padre de la Odontología moderna *Pierre Fauchard* (1678-1761) es el responsable de muchos desarrollos en la prostodoncia maxilofacial que es muy importante en el procedimiento de la prótesis facial, las cuales elaboró a base de papel maché y plata. Ejemplos de estas prótesis es la usada por “El Artillero con la Máscara de Plata”.^{1, 2}

El Doctor *William Morton* (1819-1868) también fue responsable de la fabricación de prótesis faciales. Elaboró la prótesis nasal de una mujer en Boston, quien había perdido la nariz por una enfermedad maligna, haciéndola con porcelana y esmalte de color exacto a la piel de la paciente. Esta prótesis era retenida y adjunta a unos lentes.

En el año 1820, *Christopher F. Delabarre* describe la fabricación de prótesis intra y extraorales como medio de retención para la prótesis facial.¹



Los silicónes se empezaron a utilizar en 1824, cuando el químico Jön Jacob Berzelius demostró la estructura del sílice, basándose en trabajos anteriores.

De 1836 a 1866 aparecen los compuestos de silicio-carbono, gracias al francés Charles Friedel y el norteamericano Crafts.

Buff y Whöler, obtuvieron un material denominado triclorosiloxano, con lo cual se construyen los cimientos de las actuales siliconas en el año de 1857.⁹

En 1868, *John Wesley Hyatt*, fabricó el celuloide que fue el primer material orgánico elaborado para prótesis facial, compuesto de nitratos de celulosa. Sin embargo, a finales de 1800 se remplazó por los hules vulcanizados, ya que él celuloide tenía varias desventajas como ser muy flamable.¹

En el año de 1872, el alemán Albert Ladenberg genera el primer fluido de polisiloxano.⁹

En 1875, *Bardeleben* reportó la construcción de prótesis nasales a base de madera.

Norman W. Kingsley, en el año 1880 publicó un libro llamado “Tratado de las Deformidades Orales” donde describe la fabricación de prótesis nasales retenidas por la participación de socavados en el defecto nasal, fabricando varias prótesis faciales con hules vulcanizados.

En 1889, *Claude Martin* publicó su libro en que describe la prótesis nasal con bisagras mecánicas que permiten la compensación de los movimientos de los tejidos alojados en el defecto en función. Estas prótesis son elaboradas de material cerámico. *Claude Martin*, elaboró prótesis nasales y de órbita de hules vulcanizados.

En 1889, *Bruck* uso en la fabricación de prótesis faciales hojas de metal.

En 1898, usaron material elástico, *Harris y Austin*.



En Boston en el año 1901, *Upham* describe el uso de hules vulcanizados para la fabricación de prótesis faciales, utilizándolos en prótesis nasopalatina. Después de la Primera Guerra Mundial, el *Dr. Kazanjian* es el responsable de la rehabilitación maxilofacial, usando hules vulcanizados y fue considerado “El Padre de la Prótesis Maxilofacial Moderna”. También fabricó un obturador intraoral para el Dr. Sigmund Freud, quien murió de cáncer oral.¹

En el año 1910, *Henning* en Alemania desarrolló la gelatina-glicerina como nuevo material para prótesis facial, la cual es una combinación de gelatina, glicerina y colorantes. Esta combinación produce un material muy flexible, semitranslúcido y ligero, con características estéticas que no se habían encontrado en materiales anteriores. Este material tenía una extremada corta vida, aproximadamente entre siete u ocho días por la absorción de agua, se deterioraba fácilmente y se derretía a temperatura ambiente, descontinuándolos desde finales de la década de 1920.^{1, 2}

Durante la Segunda Guerra Mundial (1939-1945), apareció el látex prevulcanizado introducido en el campo de la prótesis facial por *Bulbulian* y *Clarke*. Este es un material muy suave, económico y de apariencia natural para el uso de prótesis faciales. Las desventajas que tiene es que es frágil, se degenera rápidamente y presenta una inestabilidad de color, por lo tanto presenta muchos problemas en la retención de la prótesis. El látex fue el impulso que hizo que se realizarán investigaciones acerca de un material que contará con características como la durabilidad y resistencia.

Los colorantes usados en el látex son colocados en el lado reverso del tejido de la prótesis, proporcionando así una mayor transparencia y mejor mezcla. Sin embargo, sus desventajas hacen que sea un material con una limitada aplicación.^{1, 2, 3}



Las resinas acrílicas aparecieron después del látex prevulcanizado a principios de 1940, son de fácil procesamiento con una disminución mínima de la rigidez. Es excelentemente translúcido, capta muy bien el color extra e intrínsecamente. Además de que existen varias técnicas sencillas para elaborar prótesis faciales con este material.^{1, 2}

También hizo su aparición el acrílico (polimetilmetacrilato PMM) que ayudo a sustituir grandes estructuras de la cara logrando resultados satisfactorios tanto estética como funcionalmente.²

A mediados de 1940 apareció el Cloruro de Polivinil, ya que estaban de moda los materiales que tuvieran la característica de ser flexibles, en contraste a lo que se buscaba de las resinas acrílicas que son rígidas y duras. El *Dr. Cleaver* fue el responsable del desarrollo de este material. Los colorantes agregados a este material pueden ser divididos en tonos de piel. Este material es obsoleto y ya existen varios materiales que son más adecuados y confiables que lo han sustituido. Una de las desventajas del PVC es que sufre degradación al someterse al medio ambiente y sufre de efectos tóxicos al ser elaboradas.

En el año 1950 se empezó a investigar la idea de materiales flexibles. Para el año 1961, introdujeron un nuevo material en Alemania llamado Palamed que cuando es procesado se convierte en un núcleo de espuma, que en su interior está cubierto por una fina capa homogénea de Palamed. Sin embargo, esta variedad de espuma no es completamente satisfactoria en la clínica porque absorbe los desechos del cuerpo que salen de los poros.¹

En el año 1969 *Cantor* et al. realizaron publicaciones de estudios relacionados con las propiedades de los materiales de las prótesis faciales, donde se informó que el PMM era el mejor con relación a su resistencia al desgarre y elongación siendo el material de elección sobre otros elastómeros.⁴



Posteriormente aparecieron los mercaptanos y finalmente los silicones en el área de la prótesis facial.²

En el año 1960 la Dow Corning Company dio a conocer los silicones y se empezaron a utilizar en prótesis facial. Este material es usado por su flexibilidad y por su durabilidad y hoy en día se usan tanto silicones vulcanizados a temperatura ambiente (RTV por sus siglas en inglés que significan *Room Vulcanizing Temperature*) como vulcanizados a calor (HTV por sus siglas en inglés que significa *High Vulcanizing Temperature*), ambos tienen ventajas y desventajas.

Roberts, publicó en el año 1971 las propiedades físicas de un silicón HTV y dos silicones RTV donde se encontraron puntos de tensión de 300-1000 Lb/in², elongaciones finales de 100-350%, fuerza de desgarre de 20-100 Lb/in² y dureza de 45-50 Lb/in².

Los poliuretanos fueron introducidos entre el año 1970 y 1980 por *Gonzalez* y *Goldberg*. Es uno de los materiales más resistentes que se introdujeron en el área de la prótesis facial. Este material se coloca en un molde de piedra o metal y esto permite que polimerice a temperatura ambiente. Se encontró que poseen gran flexibilidad, extrema dureza y su superficie es rugosa, lo que permite que capte bien los colorantes intrínsecos y extrínsecos. Aunque es un material de gran apariencia natural tiende a ser susceptible deteriorarse rápidamente.^{1, 3, 4}

En el año de 1973, se realizó un simposio donde se discutieron las propiedades de los biomateriales dentales donde *Casleberry* discutió de las opciones y cambios de los materiales que se usaban en la prótesis facial. Los materiales que se discutieron en ese tiempo fueron Cloruro de Acrílico, Silicón RTV y HTV. Silfenileno (silfenileno-dimetil-siloxano) y poliuretanos.⁴



SILICONES

En su composición química encontramos que el silicón es una molécula que tiene un enlace silicio-oxígeno en inglés como silicon-ketones (de ahí se deriva el nombre de silicón). Lo podemos encontrar dependiendo de las condiciones de fabricación y la naturaleza de los grupos orgánicos que se unen al sílice en compuestos en forma de gomas, fluidos, resinas, hules, etc., teniendo una forma reticulada.

Los silicones se componen de un líquido y un relleno.

- El líquido es a base de aceite de silicón elaborado por la industria petroquímica.
- El relleno es un polvo formado por nanopartículas (partículas de sílice, dióxido de silicio o un óxido metálico micrométrico) que dan cuerpo, definen la viscosidad y repercute en las propiedades físicas de la silicona.⁹

Gracias a su flexibilidad y durabilidad es uno de los materiales más empleados en la confección de prótesis. Es un material que es de una estructura impermeable y tiene la ventaja de ser muy fácil de mantener limpio. *George Barnhart* es responsable del potente reconocimiento y de persuadir a la *Dow Corning Company* para la producción de Silastic 399, que es un tipo de elastómero usado en prótesis facial (Silastic es el nombre comercial de grado médico). Después introdujó varios tipos de silicones RTV como el Silastic 399 (semitransparente), Silastic 382 (opaco); silicones HTV como Silastic 370, 372, 373 y silicones transparentes como MDX4-4210 y MDX4-4515 y los adhesivos de grado médico que se unieron al silicón. Todos estos materiales se usaron de 1960 a 1980, aunque varios de ellos se siguen estando en el mercado.¹



Los silicones RTV se suministran en consistencia de pasta, a las cuales se les puede agregar fibras teñidas, pigmentos de tierra seca y/o pinturas de aceite. Estos silicones no son tan fuertes como los de HTV y generalmente son monocromáticas.

Los silicones HTV se suministran en forma semisólida o de macilla que requieren trituración, se sellan a presión con calor durante 30 minutos aplicando ciclos de 180°C. al triturar también los pigmentos logramos una coloración intrínseca.

La mayor desventaja de los silicones HTV es que requiere de una máquina trituradora y de presión para ser elaboradas.³

Lontz y Schweiger, en el año de 1974 introdujo un nuevo tipo de silicón, donde combinaron un silicón RTV con uno HTV, creando un elastómero con una elasticidad muy similar a la de los tejidos humanos.

De igual forma, en el año 1974 se inició un estudio donde se pretendía encontrar un silicón mejorado. *Wolfaardt* creó un silicón mejorado en sus propiedades mecánicas.¹

Muchos de los silicones RTV han salido del mercado, siendo remplazados por mejores.

Se dice que los silicones son de los mejores elastómeros utilizados para prótesis facial por su fácil elaboración y sus grandes características de flexibilidad y durabilidad.¹



PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS MATERIALES PARA PRÓTESIS FACIAL

Los materiales utilizados en prótesis facial deben ser ideales para poder ser utilizados. Se dice que un material ideal debe de ser económico, biocompatible y estable. Debe tener color y textura como piel, mostrar mucha resistencia a la ruptura y deben de ser capaces de soportar moderados cambios térmicos y químicos.

También deben de aceptar y retener colores intrínsecos y extrínsecos, donde la resistencia mecánica y la apariencia de la prótesis no deben ser cambiadas por la luz del sol y otros factores ambientales.⁵

Las siguientes características enlistadas fueron creadas por un grupo de investigadores, quienes las señalaron como requisitos que deben de cumplir los materiales utilizados para prótesis facial.

1. Las propiedades físicas y mecánicas deben de ser similares a la de los tejidos humanos a remplazarse.
2. Que estas propiedades se mantengan durante el uso de la prótesis.
3. Las prótesis faciales deben de ser compatibles con los adhesivos usados para la adherencia de la prótesis con los tejidos humanos.
4. Deben ser fáciles de procesar e insensibles a las variables de proceso.⁴

Cuando las prótesis son procesadas, las características que nos interesan son la suavidad, dureza, elasticidad y resistencia al desgarre.

Las propiedades mecánicas que son esenciales de un material utilizado para la construcción de prótesis facial, son las siguientes:

- Resistencia a la ruptura de la prótesis facial. Ya que los márgenes delgados que rodean la nariz y prótesis oculares son muy importantes,



porque nos ayudan a enmascarar la presencia de la prótesis, pero estos márgenes se vuelven muy susceptibles a romperse al retirarlas por la noche o al realizar su limpieza, siendo dañadas permanentemente y requiriendo su reemplazo.

- La resistencia a la tracción nos da una fuerza y flexibilidad total del material. Esta tiene una resistencia que nos indica la medida en que el material se estira antes de romperse. Es necesario que una prótesis tenga una alta resistencia a la ruptura, sobre todo en los márgenes de la prótesis nasal u ocular.
- Es muy importante que la dureza del material sea similar a los tejidos faciales que faltan.
- Toda el agua absorbida puede afectar a las propiedades físicas y también afectar a la percepción del color, por eso es muy importante que esta propiedad se tome en cuenta, ya que las prótesis faciales pueden absorber la saliva, el sudor del tejido facial circundante o el agua al lavarlas.^{7,8}

La America Society for Testing and Materials (ASTM) publicó los métodos de prueba utilizados para la obtención de información en cuanto a propiedades físicas y mecánicas de estos materiales teniendo destinada una norma para cada prueba.

Por ejemplo, la ASTM D 1456-86 que nos habla de elongación del silicón y la ASTM D 624-00 que nos refiere a la resistencia al desgarre del silicón.^{1, 10, 11}



PIGMENTOS

Los colorantes son sustancias coloreadas que se disuelven y tiñen los materiales mediante sus efectos de tinción.

Se dice que un pigmento tiene una variabilidad de pureza química definiéndose como una sustancia de color finamente dividido que, cuando se mezclan o baja en un vehículo líquido, no se disuelve, pero sigue siendo dispersa en el líquido.

Hay diferentes tipos de pigmentos como son los casi puros, compuestos simples y de alta pureza pero que contienen elementos menores, ya sea como de impurezas naturales o como resultado de los ingredientes añadidos durante la fabricación para modificar el color.

Los pigmentos se pueden clasificar, según *Mayer*, de acuerdo a su elemento principal en Orgánicos e Inorgánicos. Los orgánicos son derivados de hidrógeno de carbono (origen animal, vegetal o sintético) y los inorgánicos contienen átomos de metal (son de origen mineral). Se puede decir que los pigmentos orgánicos tienen una vida limitada y son más susceptibles a la descomposición sobre el envejecimiento y la exposición a condiciones ambientales adversas.⁵

La decoloración de una prótesis facial puede ser por el cambio de color de la intrínseca o coloración extrínseca como resultado de factores ambientales externos que se relacionan con la estabilidad del color y pigmentos de los materiales utilizados en prótesis facial.¹²



PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los estudios realizados previamente sobre el comportamiento de materiales en propiedades físicas y mecánicas de los silicones empleados en prótesis facial se realizan sin agregar pigmentos a los materiales a probar. No considerando que el agregar este tipo de sustancias podrían cambiar los valores de dichas propiedades.

¿Cuánto afectan los pigmentos utilizados en prótesis facial (Fibras Flock) sobre las propiedades mecánicas de nuestro silicón industrial empleado en prótesis facial?



JUSTIFICACIÓN

Por lo anterior, con este estudio se pretende determinar si las fibras flock utilizadas como pigmentos, afectan las propiedades mecánicas de los silicones que se utilizan para la elaboración de prótesis faciales, ya que son de suma importancia para el éxito de una buena reconstrucción facial.⁷



OBJETIVOS GENERALES

Determinar la influencia de los pigmentos en las propiedades mecánicas del silicón de la marca Sista (*Dow Corning Corporation*) empleados para la reconstrucción facial.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Valorar la elongación del silicón industrial de la marca Sista (*Dow Corning Corporation*), empleados para la reconstrucción facial con agregado de fibras flock.
- Valorar el desgarre del silicón industrial de la marca Sista (*Dow Corning Corporation*), empleados para la reconstrucción facial con agregado de fibras flock.
- Comparar los valores obtenidos con otro estudio acerca de las propiedades mecánicas sin agregado de fibras flock.



HIPÓTESIS

El silicón marca “Sista” (*Dow Corning Corporation USA*) probado en este estudio tendrá un aumento de las propiedades físico-mecánicas al agregar fibras flock como material caracterizador.



METODOLOGÍA

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Muestras de 15 cm x 1.5 cm de silicón industrial de la marca “Sista” (*Dow Corning Corporation*) para la prueba de desgarre.
- Las muestras de 15 cm x 0.3 cm de silicón industrial de la marca “Sista” (*Dow Corning Corporation*) para la prueba de elongación.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Las muestras que no cumplan con los requisitos de los criterios de inclusión.

CRITERIOS DE ELIMINACIÓN

- Muestras que tengan una diferencia entre ellas de más del 15%

VARIABLES INDEPENDIENTES

- La temperatura del cuarto de mezclado
- El tiempo y forma de espatulado
- La cantidad de fibras flock agregadas
- La fuerza aplicada en el enmuflado
- La cantidad de silicón utilizado

VARIABLES DEPENDIENTES

- La composición
- La cantidad de ácido acético



MATERIAL Y EQUIPO

CRISTALERIA

- 1 Vidrio de Reloj Chico
- Loseta de Vidrio de 20 cm x 20 cm x 0.5 cm.
- Loseta de vidrio de 18 cm x 7 cm x 0.2 cm.

MATERIAL

- Vaselina
- Silicón industrial marca “Sista” (*Dow Corning Corporation USA*)
- Fibras flock color rojo
- Yeso tipo III color amarillo marca “Magnum” (*MDC México*)

EQUIPO

- Espátula para yesos
- Taza de hule para yeso
- Mufla fabricada de acero de forma rectangular
- Dos prensas para enmuflado (México)
- Balanza analítica (Ohaus USA)
- Vernier digital de la marca “Mitutoyo” (Japón)
- Cronometro digital marca “Sper Scientific” (Hong Kong)
- Máquina universal de pruebas mecánicas “Instron mod 5567” (USA)
- Suajes de acuerdo a la norma ASTM D 624-00 para desgarre de 150 mm x 15 mm.
- Suajes de acuerdo a la norma ASTM D 1456 – 86 para elongación de 150 mm x 3 mm.

MUESTREO

Se manejaron dos grupos de estudio formados cada uno por diez muestras de silicón, para hacer un total de veinte muestras, como se especifica a continuación:

MUESTREO	
GRUPO A	10 MUESTRAS PARA DESGARRE
GRUPO B	10 MUESTRAS PARA ELONGACIÓN

MÉTODO

El método para poder realizar las pruebas de desgarre y elongación, se basó en las normas ASTM D 624 – 00 y D 1456 – 86 para silicones:

Primeramente se colocó una fina capa de vaselina en toda la superficie interna de la mufla de acero (Fig.1), acto seguido se mezcló yeso tipo III con la relación indicada por el fabricante que fue 24 c.c. de agua por 100 g (Fig. 2), vertiéndola en la parte inferior de la mufla vibrando hasta eliminar las burbujas existentes (Fig. 3).



Fig. 1 Colocación de vaselina en la mufla.



Fig. 2 Preparación del yeso tipo III.



Fig. 3 Vertiendo el yeso en la mufla.

Posteriormente se colocó la loseta de 18 cm x 7 cm x 0.2 cm con una fina capa de vaselina en su superficie (Fig. 4), ya fraguado el yeso, en la parte inferior de la mufla se le colocó una delgada capa de vaselina cubriendo el yeso. En seguida, se colocó la parte superior de la mufla vertiendo yeso tipo III hasta cubrirlo totalmente (Fig. 5) y se vibró eliminando todas las burbujas,

finalmente se colocó la tapa de la parte superior de la mufla para eliminar el excedente de yeso (Fig. 6).

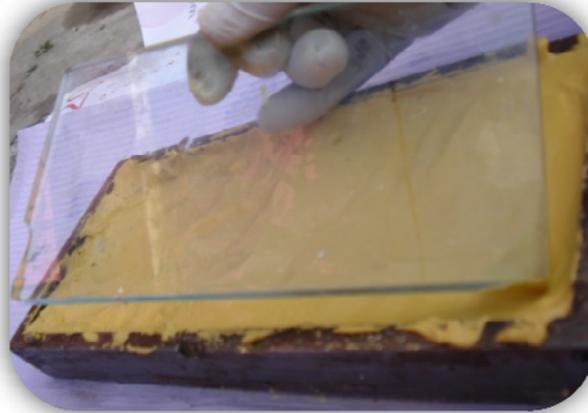


Fig. 4 Colocación de la loseta en el yeso y mufla.



Fig. 5 Se vierte totalmente el yeso.



Fig. 6 Se coloca la tapa superior eliminando el excedente de yeso.

Una vez fraguado el yeso se procedió a abrir la mufla y se retiró la loseta para tener el espacio donde se colocará el silicón. Se colocó una fina capa de vaselina en la superficie del yeso de cada parte de la mufla (Fig. 7), paso seguido se peso 0.2 g de fibras flock color rojo en el vidrio de reloj utilizando la balanza analítica (Fig. 8).



Fig. 7 Colocación de vaselina en el yeso



Fig. 8 Pesando 0.2 g de fibras flock.

Se procedió a colocar el silicón industrial en la loseta de 20 cm x 20 cm x 0.5 cm (Fig. 9) y se le adicionaron las fibras flock espatulando durante un lapso de 10 segundos con movimientos envolventes para evitar que se atraparan burbujas (Fig. 10). Una vez que estuvo homogéneo el color se colocó en todo el espacio destinado para la placa en la mufla, haciéndolo por porciones (Fig. 11 y 12). En seguida se cerró la mufla y se prensó lentamente para que lograra salir el excedente de silicón con las burbujas existentes (Fig. 13). Ya prensada la mufla se dejó a temperatura ambiente (23 ± 2 °C) durante 24 horas (Fig. 14).



Fig. 9 Colocación del silicón en la loseta.

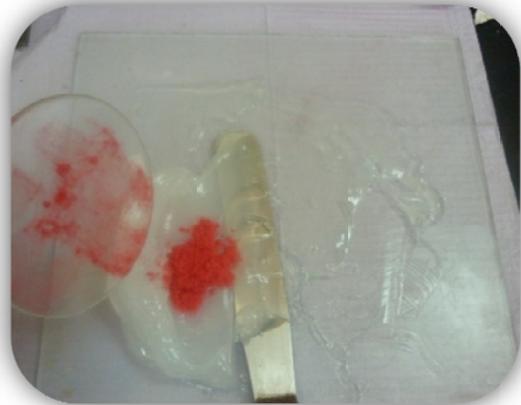


Fig. 10 Agregado de fibras flock.



Fig. 11 Colocación del silicón por porciones en el yeso de la mufla.



Fig. 12 Colocación del silicón en todo el yeso.

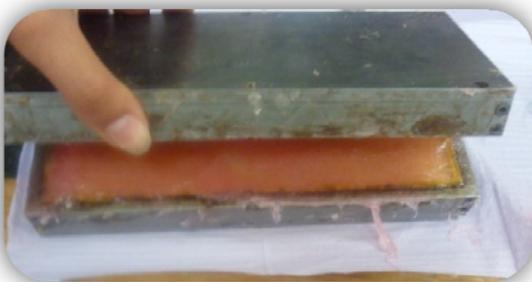


Fig. 13 Cerrando la mufla lentamente.



Fig. 14 Se dejó prensado a temperatura ambiente durante 24 horas.

Pasado ese tiempo se abrió la mufla, se retiró la placa de silicón (Fig. 15) y posteriormente se cortaron las muestras con los suajes, colocando una tabla arriba de la muestra de silicón y otra abajo del suaje para presionarlo con la prensa en el centro y posteriormente en los extremos del suaje para así realizar el corte (Fig. 16 y Fig. 17). En seguida se retiraron del suaje las muestras, sin jalarlas y sin generar mayor fuerza para no alterar los resultados.

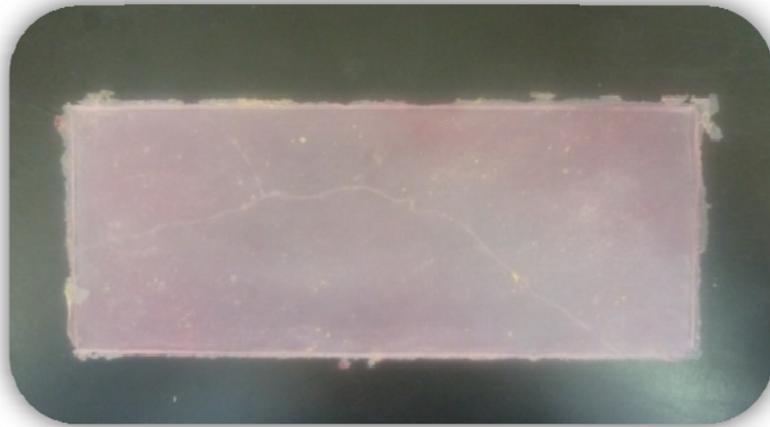


Fig. 15 Obtención de la placa de silicón.



Fig. 16 Colocación del suaje y placa de silicón en la prensa.



Fig. 17 Prensando para obtener el corte adecuado.



PRUEBA DE ELONGACIÓN

Después de realizar el corte se obtuvieron 10 muestras en forma de tiras de 150 mm x 2 mm, cada una de ellas las marcamos con una línea en cada extremo con una distancia de 100 mm (L0) entre ambas líneas de cada muestra. También se midió el grosor y ancho de tales muestras (Fig.18 y 19). Ya que se recabaron los datos, se llevaron a la máquina INSTRON para realizar la prueba a una velocidad de 85 mm/min con un recorrido de 60 mm (Fig. 20). Al completarse el recorrido, la máquina se detuvo y se midió nuevamente la distancia entre las marcas considerándose esta como longitud final (L1), Posteriormente se retiró la muestra. Después de transcurrir un minuto de haber sido retirada de la máquina, nuevamente se midió la distancia entre ambas líneas (Fig. 21 y 22).

La elongación del silicón "Sista" (*Dow Corning Corporation USA*) con agregado de fibras flock, se determinó mediante la siguiente fórmula señalada en la norma ASTM D 1456:

$$\%ELONGACIÓN = \frac{L1 - L0}{L0} \times 100$$

Donde: L0 es longitud inicial de la muestra

L1 es longitud final de la muestra

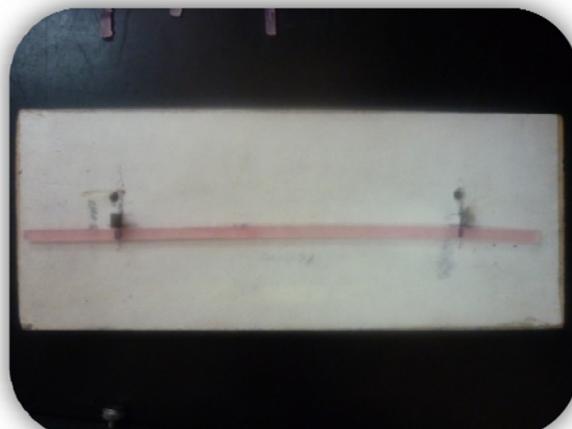


Fig. 18 Marcación de dos líneas a una distancia de 100 mm en la muestra.



Fig. 19 Medición del grosor de la muestra.



Fig. 20 Prueba de elongación en la máquina INSTRON.



Fig. 21 Se deja transcurrir 1 minuto después de retirarla de la máquina.



Fig. 22 Se vuelve a medir la muestra.



PRUEBA DE DESGARRE

Por el método de corte ya mencionado, se obtuvieron 10 muestras de 150 mm x 15 mm, estas presentaron un corte por el centro de un solo extremo, dividiendo la muestra en esa porción en dos pestañas. Finalmente se procedió a realizar la prueba colocando en cada una de las mordazas de la máquina INSTRON una de las pestañas de la muestra (Fig. 23 y 24), la prueba se llevó a cabo a una velocidad de 50 mm/min hasta la ruptura de la muestra (Fig. 25).

La resistencia de desgarre del silicón "Sista" (*Dow Corning Corporation USA*) con adición de fibras flock e obtuvo mediante la siguiente fórmula, establecida en la norma ASTM D 624 – 00:

$$RESISTENCIA\ AL\ DESGARRE = \frac{C_{max} (N)}{ESPEJOR (mm)}$$

Donde C_{max} es la fuerza registrada al momento de la ruptura expresada en Newtons.



Fig. 23 Colocación de las pestañas de la muestra en las mordazas.

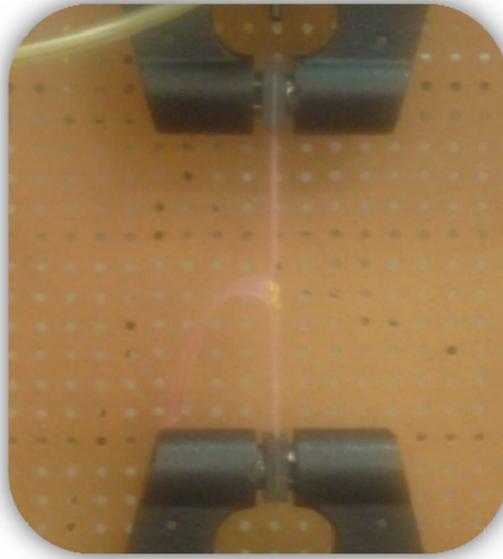


Fig. 24 Probando resistencia al desgarre en la máquina INSTRON.



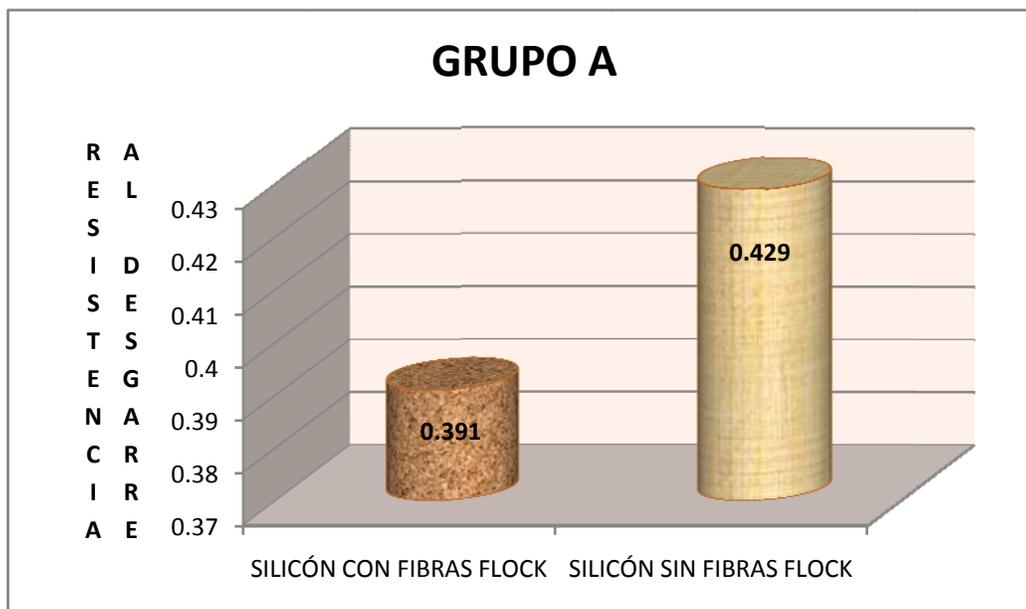
Fig. 25 Desgarre de las muestras.



RESULTADOS

Los resultados obtenidos en la prueba de desgarre y elongación de este estudio fueron comparados con los obtenidos en el estudio por el pasante Edmundo Pacheco Garduño.

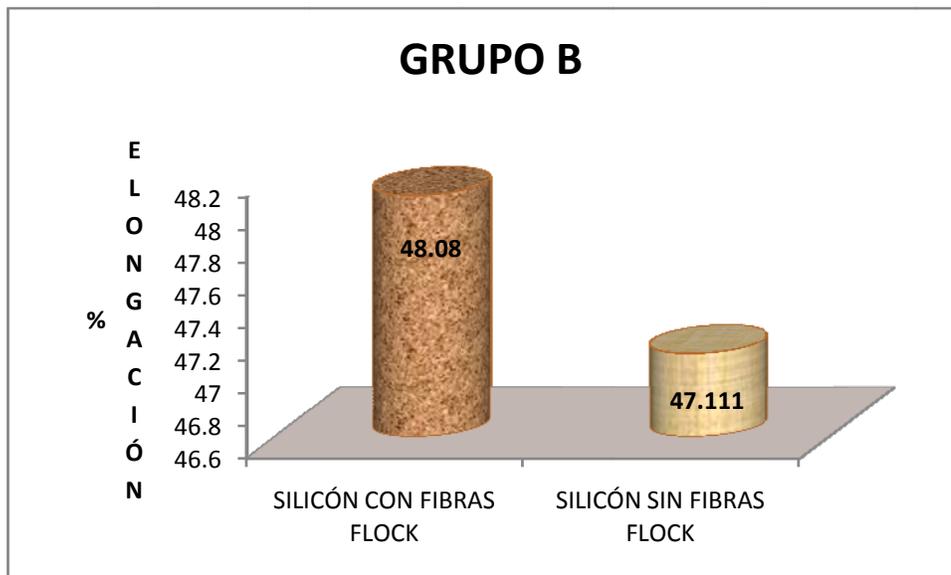
PRUEBA DE DESGARRE



Comparando ambos resultados podemos observar en nuestra gráfica que el silicón que contiene fibras flock presenta menor resistencia al desgarre siendo este de 0.391 MPa que el silicón sin fibras con una resistencia de 0.429 MPa, ambas fueron procesadas a temperatura ambiente.



PRUEBA DE ELONGACIÓN



Observamos en nuestra gráfica del grupo B que el silicón con fibras flock presenta 48.08% de elongación, resultando mayor que el silicón sin fibras flock que presenta un 47.111 %.



CONCLUSIONES

En base a los resultados obtenidos concluimos que:

Las propiedades mecánicas deseadas en los materiales utilizados en la reconstrucción facial que se analizaron en este estudio se ven disminuidas al adicionar fibras flock.

En concreto, concluimos que el silicón marca “Sista” (*Dow Corning Corporation USA*) utilizado en la reconstrucción facial con agregado de fibras flock como pigmento es menos resistente al desgarre que el silicón de la misma marca pero sin agregado de fibras flock, resultando este más susceptible a la ruptura a la hora de retirar la prótesis por la noches o al realizar su limpieza.

También concluimos que el silicón “Sista” (*Dow Corning Corporation USA*) con agregado de fibras flock sufre mayor porcentaje de elongación que el silicón sin agregado de fibras flock, haciéndolo más susceptible a sufrir deformación.

Por lo tanto la hipótesis de trabajo es rechazada puesto que no se pudo comprobar.



BIBLIOGRAFÍA

1. McKinstry, Robert E. Fundamentals of facial prosthetics. Universidad de Michigan. ABI Professional Publications, 1995. pp. 79-96.
2. Álvarez Rivero A. Conceptos y principios generales en prótesis buco-maxilo-facial. Editorial Palacio de Convenciones, 1993. pp. 38-41.
3. Kenneth J. Anusavice. Ralph W. Phillips. Phillips' science of dental materials. Universidad de Michigan. Saunders, 2003. pp.755-756.
4. Craig R.G. Koran A. Yu R. Elastomers for maxillofacial applications. J. Biomaterials 1980; 1: 112-117.
5. Gary John J. Smith Charles T. Pigments and their application in maxillofacial elastomers: A literature review. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1998; 80: 204-208.
6. Polyzois Gregory L. Tarantili Petroula A. Mary J. Frangou Mary J. Andreopoulos Andreas G. Physical properties of a silicone prosthetic elastomer stored in simulated skin secretions. The journal of prosthetic dentistry. 2000; 83: 572-577.
7. Hatamleh Muhanad M. Watts David C. Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone Elastomers. Dental Materials. 2010; 26: 185–191.
8. Aziz Tariq, Waters ,Mark , Jagger Robert. Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. Journal of Dentistry. 2003; 31: 67–74.
9. García Díez Sergio. La tecnología de los elastómeros RTV (vulcanización a temperatura ambiente) y su aplicación en la escultura. Revista Iberoamericana de Polímeros. 2006; 7: 127-141.
10. Norma ASTM (American standars for testing material) designation: D 1456-86. Standard Test Method for Rubber Property—Elongation at Specific Stress. 1996.



-
11. Norma ASTM. Designation: D 624-00. Standard Test Method for Tear Strength of Conventional Vulcanized Rubber and Thermoplastic Elastomers. 2001.
 12. Polyzois Gregory L. Color stability of facial silicone prosthetic polymers after outdoor weathering. The journal of prosthetic dentistry. 1999; 82: 447-450.