



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**INFLUENCIA DE LA CARACTERIZACIÓN CON FIBRAS FLOCK Y
PROCESADO TÉRMICO DE TRES DIFERENTES SILICONAS PARA
RECONSTRUCCIÓN FACIAL**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

ROCÍO RAMÍREZ RAMÍREZ

TUTOR: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA



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.

DEDICATORIA

A MIS PADRES:

A mi madre, Esperanza Ramírez Reséndiz y a mi padre, José Ramírez Bernal por ser quienes me dieron la vida. Por qué todo lo que hemos vivido a lo largo de mis 25 años de vida ha sido parte importante y fundamental para que yo me propusiera llegar hasta donde estoy y lo lograra. Sé que tal vez no hice las cosas de la mejor manera o como ustedes hubieran querido, pero para mí es importante que ustedes sepan que los AMO.

A MIS HERMANAS:

DIOS me dio la dicha y la fortuna de tener tres fantásticas hermanas; Viviana, Claudia y Saraí. Gracias por ser parte de mi vida, por todos los momentos malos y buenos, por sus consejos, sus llamadas de atención, por todas las alegrías y tristezas. Solo nosotras sabemos por todo lo que hemos pasado a lo largo de todos estos años y creo que no fue tan malo, ya que ello nos dio la fortaleza para convertirnos en lo que ahora somos. Las AMO por siempre. Son un ejemplo de vida.

A MI ESPOSO:

A mi amado esposo Jorge Oswaldo Guerrero Ledezma.

Por llegar a mi vida en el momento exacto, en el momento en que más te necesitaba. Gracias por todo el apoyo que me has brindado desde el día en que nos conocimos, por todas tus llamadas de atención, por alentarme a seguir adelante y no quedarme a la mitad del camino. Gracias por darme a la hija mas maravillosa del mundo entero y por formar nuestra hermosa familia. Eres mi luz de todos los días, el amor de mi vida y quiero que sepas que antes de ti y después de ti no hay nada, TE AMO.

A MI HIJA:

A mi hermosa hija, Valeria Michelle Guerrero Ramírez.

Hubo momentos a lo largo de mi carrera en que estuve a punto de desertar, pero tú siempre has sido mi motor, mi luz, mi mayor motivo para luchar y seguir adelante en todo lo que hago. Por ti he tratado de ser mejor persona día a día, para que te sientas muy orgullosa de mi y de todo lo que he logrado te AMO.

A MI SUEGROS:

A mi suegra, Pilar Ledezma Ramírez y a mi suegro, Jorge Guerrero Ibarra. Por todo el apoyo recibido desde el primer día que llegue a vivir a su casa. De cierta forma en estos años han sido como unos segundos padres, ya que se preocupan por mí, me llaman la atención cuando ha sido necesario, me escuchan, me aconsejan. Por todo su apoyo, pero sobre todo gracias por darme al amor de mi vida.

A MIS CUÑADOS:

Georgina, Baruch y Aarón. Por todo el apoyo moral que me han brindado a lo largo de este proceso en todos los aspectos.

A DIOS:

Por poner en mi camino a tantas personas tan especiales que han guiado el rumbo de mi vida, por permitirme terminar mi carrera y darme la bendición de haber formado una hermosa familia.

AGRADECIMIENTOS

A LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA:

Por brindarme la oportunidad de formar parte de ella y por todo el conocimiento adquirido para lograr mi formación académica.

AL MTRO. JORGE GUERRERO IBARRA:

Por su apoyo brindado durante toda mi carrera así como el desarrollo e introducción a la investigación básica, tutorías y su paciencia para lograr obtener este trabajo.

AI LABORATORIO DE INVESTIGACIÓN DE BIOMATERIALES DENTALES DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN DE LA UNAM:

Por su apoyo e instalaciones brindadas para la realización de este trabajo.

AL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN PAPIIT-IN214710.

Por el apoyo económico brindado.

AL DEPARTAMENTO DE PROTÉSIS MAXILOFACIAL DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO DE LA UNAM.

Por los conocimientos aportados en esta investigación.

A LA UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO.

ORGULLOSAMENTE UNAM.

“POR MI RAZA HABLARÁ EL ESPIRÍTU”

CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	1
ANTECEDENTES	4
Evolución de los materiales de reconstrucción	13
Elastómeros de silicón.	14
Pigmentos	17
Fibras Flock	17
Norma ASTM D 624-00	18
Norma ASTM D 1456-86	19
Influencia de la temperatura en el procesado de polímeros	19
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.	21
JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.	22
OBJETIVO GENERAL.	23
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.	24
HIPOTESIS DE TRABAJO.	25
HIPOTESIS NULA.	26
HIPOTESIS ALTERNA.	27
CRITERIOS DE INCLUSIÓN.	28
CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.	30
CRITERIOS DE ELIMINACIÓN.	31
VARIABLES DEPENDIENTES.	32
Definición operacional.	32
VARIABLES INDEPENDIENTES.	33
Definición operacional.	33
MATERIAL Y EQUIPO	34
TIPO DE ESTUDIO	36
RECURSOS MATERIALES Y HUMANOS.	36
POBLACIÓN DE ESTUDIO	36
SELECCIÓN Y TAMAÑO DE MUESTRA:	37

MUESTREO.	38
MÉTODO.	43
RESULTADOS.	64
Porcentaje a la elongación.	64
Resistencia al desgarre.	68
DISCUSIÓN	72
CONCLUSIONES	76
BIBLIOGRAFÍA.	78

INTRODUCCIÓN.

El inicio de la Odontología es una interrogante que aún no se ha definido, ya que se han encontrado hallazgos, desde incrustaciones de cristobalita, prótesis dentales de animales hasta implantes dentales. La necesidad del hombre por mantenerse íntegramente, ya sea por culto a un Dios, por cultura e incluso vanidad y hasta en nuestros días, por el hecho de socializar, va en aumento, por lo tanto, se ha recurrido a la búsqueda y reemplazo de piezas dentales, extremidades, órganos vitales y hasta implantes faciales. Existen reportes de excavaciones en tumbas egipcias donde se revela evidencia de la existencia de prótesis faciales, oculares, nasales y auriculares, sugiriendo que estas pudieron haber sido colocadas después de la muerte en ceremonias religiosas que se practicaban en ese entonces.

Con el tiempo los investigadores se han dado a la tarea de buscar el material ideal para ser sustituido por algún órgano vital, piel, músculo e incluso hueso, tratando de que estos sean compatibles y que ofrezcan buena resistencia, propiedades elásticas y caracterización parecidas al órgano o tejido a sustituir.

Con los años y el avance de la tecnología han surgido materiales como ceras, metales, maderas, resinas acrílicas, cerámicas, caucho, látex, entre otros, sin embargo, ninguno de estos materiales ha sido aceptado por el cuerpo humano e incluso alguno de ellos no puede ser de fácil caracterización; uno de los grandes beneficios para la Odontología y para la Medicina que trajo consigo la Segunda Guerra Mundial, fue la eliminación de las algas marinas y con ello la decadencia de los materiales elastómericos acuosos.

Por lo tanto, la necesidad de la Industria, Medicina y Odontología por la búsqueda y la sustitución de estos materiales fue recompensada con el surgimiento de los materiales elastómericos no acuosos, estableciéndose al hule de silicón (polidimetil siloxano, PDMS) como un material protésico ideal para restaurar tejidos blandos; debido principalmente, a su fácil manipulación, reproducción de tejidos, tales como: labios, parpados, nariz, oreja, ojo.

Actualmente el termino de Prótesis Maxilofacial se define como, la sustitución de un órgano o un tejido blando, como ojos, oreja, nariz, parpados, labios, carrillos, etc. En la Clínica de Prótesis Maxilofacial de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología de la U.N.A.M., se realizan Prótesis Maxilofaciales con un Silicón Industrial marca "Sista", el cual tiene las desventajas de que el tiempo de polimerización es de 24 horas a temperatura ambiente, alargando el número de citas para la colocación de la prótesis; además de que la reacción química de este silicón de uso industrial, libera por tiempo prolongado ácido acético, pudiendo provocar alergias.

Con el fin de reducir el tiempo de trabajo y buscar alternativas de biocompatibilidad con el uso del Silicón Industrial marca "Sista" como Prótesis Maxilofacial, el Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales (LIMD) de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología de la U.N.A.M., desarrolló un Silicón Experimental con el fin de reducir costos y tiempo de trabajo.

Este estudio valoró las propiedades mecánicas de elongación y resistencia al desgarre de tres diferentes tipos de silicones: un Silicón Industrial marca “Sista”, un Silicón Grado Médico marca “Dragon Skin” y un Silicón Experimental, al natural y con agregado de fibras “Flock” (para mejorar la caracterización de las Prótesis Maxilofaciales) sometidas a 2 diferentes métodos de procesado, a temperatura ambiente y a 70°C.

ANTECEDENTES.

Los defectos presentados en la región maxilofacial, pueden tener tres orígenes básicos: neoplasia, alteración genética y traumatismo. Algunos estudios realizados demuestran que las neoplasias bucales tienen una alta tasa de mortalidad. Dentro de la terapéutica de esta neoplasia, en la mayoría de los casos es necesario hacer una recesión quirúrgica del tumor. Cuando la extirpación del tumor es realizada, suele dejar deformaciones faciales posteriores a la cirugía, causando graves problemas de personalidad y de adaptación para el ser humano que lo padece.



Imagen 1.1. Extirpación de un angiofibroma, Hospital de la Paz, Madrid España.

La Prótesis Maxilofacial, es una alternativa terapéutica para la reincorporación integral del paciente. El término Prótesis Maxilofacial describe el arte y la ciencia de restaurar una parte malformada o ausente de: la boca, los maxilares o el rostro a través de un medio artificial conocido como prótesis. La cual ofrece una alternativa a la rehabilitación cuando la reconstrucción quirúrgica no lo puede lograr. El tratamiento protésico de los tejidos perdidos puede efectuarse

independientemente que la causa sea de origen traumático o neoplásico, aunque en este último caso se debe tener en cuenta si el paciente ha sido o será irradiado; sin embargo, los de origen congénitos presentan diferencias en cuanto al estado de los tejidos, adaptación física, funcional y psíquica de los pacientes. Este tipo de prótesis, tiene un campo de acción muy amplio; según los casos puede ser provisional, cuando se confecciona para que el paciente la use durante el período de espera de la reparación quirúrgica, o definitiva, cuando la rehabilitación por medio de la cirugía plástica, como se mencionó, agota sin éxito sus recursos.



Imagen 1.2. Prótesis facial, St. Louis Missouri.

La Prótesis Maxilofacial, son piezas realizadas con siliconas pigmentadas de tipo médico que ofrecen el mayor mimetismo con la piel real. Son personalizadas en función de los rasgos físicos del individuo y en muchas ocasiones les ayuda a recuperar su estabilidad física y emocional. Se incorporan al rostro mediante adhesivos médicos o por implantes osteointegrados (dependiendo del caso). Los medios de fijación o retención constituyen un aspecto trascendental, ya que existe la posibilidad de desalojo

de la rehabilitación por su tamaño, alto peso y el encontrarse en zonas de mucha movilidad. Ciertas situaciones, como la humedad, piel aceitosa o el sudar, pueden atentar contra la adhesión de la prótesis, desalojándose en un momento inoportuno.

El primer reporte de un probable defecto cráneo-facial adquirido y manejado con materiales inertes data de aproximadamente 3000 años antes de Cristo en Perú, donde a través de excavaciones se encontraron materiales de oro y plata sobre un cráneo, remplazando la morfología general del sitio del defecto. ¹



Imagen 1.3. Cráneos con defectos óseos.

Sin embargo, la elaboración y uso de prótesis oculares y máscaras para la cara se describe desde la época de las dinastías de los egipcios pues se han encontrado algunos estudios de momias por métodos de rayos X pudiéndose determinar el uso de piezas metálicas en cavidades orbitarias. Incluso en colecciones de museo de la cultura egipcia se expone el cuerpo momificado de Ramsés III con un “ojo artificial”. ¹



Imagen 1.4. Ojo artificial de Ramsés III.

También se cree que utilizaban máscaras faciales con fines religiosos para los viajes posteriores a la muerte. Existen igualmente relatos de la India y documentación de excavaciones en China en las cuales se mencionan el uso de prótesis con resinas coloreadas, yesos, minerales y madera, con el fin de reemplazar estructuras anatómicas perdidas durante las guerras o con fines de embellecimiento para los funerales.

Algunas pérdidas oculares completas se trataban de reemplazar con estructuras metálicas, yesos, cuero o tejidos animales. Algunas estatuas del período romano muestran el uso de prótesis oculares, probando que ya para la época se trataba de reemplazar artificialmente la anatomía perdida. El Dr. Popp, médico germano, publicó hacia 1939 un artículo en el cual menciona que puede comprobarse la restauración de prótesis oculares que datan del año 200

después de Cristo elaboradas en China aparentemente sobre bases metálicas.¹

Pierre Fauchard, Delabarre, Claude Martin, Little y Gilberty, posteriormente Kansanjian y Converse han sido los autores intelectuales de los trabajos contemporáneos.

La primera descripción histórica acerca de la utilidad de estas prótesis en cara corresponde al médico militar Ambroise Paré (1507 a 1590) quien describe también técnicas de reconstrucción quirúrgica y diversas formas de fijación de prótesis faciales, principalmente nasales, oculares y de pabellón auricular (bien con sustancias tipo pegante, con elementos metálicos o con cuerdas para fijarlas a la cabeza o la cara).¹



Imagen 1.5. Ambroise Paré (1507 a 1590).

En la segunda mitad del siglo XVI, el matemático y astrónomo danés Tycho Brahé (1546-1601) durante un duelo perdió parte de su estructura nasal, ante lo cual le fue colocada inicialmente una figura en cera reemplazando su anatomía pérdida, pero finalmente le fue adaptada una prótesis nasal obtenida de una lámina metálica (plata u oro) y cubierta con pintura de aceite, tratando de darle una apariencia natural, la cual adaptó a su cara con pegante; esta es la primera referencia histórica detallada en una persona acerca de la adaptación de una prótesis en cara.²



Imagen 1.6. Tycho Brahé (1546-1601).

Desde finales del siglo XVI hasta el siglo XVIII se utilizaron múltiples materiales para reemplazar estructuras anatómicas perdidas tales como madera, papel maché, marfil, algunos metales (oro, plata), vidrio e incluso porcelana.

Las guerras europeas de los años 1800 dejaron múltiples soldados con secuelas de heridas por proyectil de armas de fuego y mutilaciones diversas que fueron estímulo para varios cirujanos en la búsqueda tanto de reconstrucciones quirúrgicas como para tratar de elaborar prótesis en reemplazo de estructuras maxilares, oculares, dentales, faciales y corporales.

En esta época se popularizó en las diferentes escuelas odontológicas la utilización de elementos como el vidrio y se dieron los primeros avances para usar el caucho vulcanizado así como el acetato de celulosa. Algunas de estas prótesis se retenían por medio de cuerdas, cuero, sustancias pegantes o en algunos casos utilizando anteojos.

Surgieron también algunas fórmulas como la desarrollada por Fröhlick a base de gelatina y glicerina ³ o también la del Dr. Tritterman quien introdujo el concepto de materiales termoplásticos a base de cera. Igualmente hacia 1867 y años siguientes se trabajó en Norteamérica con nitrato de celulosa con pobres resultados, pero sirvió de base para que posteriormente en Francia se pudiesen obtener mejores resultados con acetato de celulosa en procedimientos de craneoplastía, dejándose de usar años más tarde por haberse descubierto propiedades carcinogénicas asociadas. ¹

Igualmente hacia finales del siglo XIX y comienzos del siglo XX la migración comercial entre Norteamérica y Europa por personas que habían viajado o trabajado en oriente contribuyeron al intercambio cultural y con éste a complementar los conocimientos en materia de rehabilitación y uso de diversos

materiales y ciertos procesos como la vulcanización aplicada a este tipo de elementos faciales, logrando cada vez mejores resultados. Con la Primera Guerra Mundial en Europa se elevó considerablemente el número de personas que requerían algún tipo de reconstrucción facial y con ello hubo necesidad de abrir unidades hospitalarias para la prestación de estos servicios, así como el entrenamiento especial de técnicos y médicos en la atención quirúrgica (con técnicas innovadoras para la época) y rehabilitación protésica para estos pacientes.

Diversas técnicas de detalle se fueron desarrollando a lo largo del siglo XX mejorando tanto la forma de adaptación (perfeccionando el uso de diademas y gafas principalmente) como de técnicas de manejo de materiales y métodos para la coloración externa de los mismos, tales como metales, PVC, resinas acrílicas, cerámicas, caucho y látex, brindándose así mayor naturalidad a estas prótesis.



Imagen 1.7. Prótesis facial de látex.

Hacia 1979 aplicando los conceptos de oseointegración del Dr. Branemark se logró utilizar estos principios para adaptar una prótesis facial con sistema de fijación con implantes oseointegrados, reteniendo una prótesis de pabellón auricular ^{4,5}

Desde entonces se ha utilizado cada vez con mayor aceptación el uso de implantes oseointegrados para la retención de prótesis faciales y en muchos casos asociado a prótesis funcionales auditivas (audífonos tipo BAHA), oculares o prótesis dentales ⁶ con lo cual se tiende a dar un manejo más integral a estos pacientes.

En la actualidad se pueden adaptar prótesis faciales mediante diversos mecanismos como adhesivos, aditamentos subcutáneos o submucosos, sistemas de retención mecánica o sistemas de implantes oseointegrados a los cuales se pueden adaptar sistemas de imanes o de clips retenedores⁷. La elección del sistema que mejor se adapte al paciente dependerá del tipo de patología a la que se esté enfrentado, aceptación, edad y condiciones clínicas del paciente así como el tipo de prótesis a elaborar.

La elección de materiales para la elaboración de una prótesis facial depende de las características de los biomateriales y del sitio a rehabilitar, debiendo cumplir requisitos de durabilidad, biocompatibilidad, flexibilidad, peso, coloración y textura, facilidad para higiene, termo-conductibilidad, resistencia, facilidad para su uso, entre otros ⁷.

Evolución de los materiales de reconstrucción.

Entre los primeros materiales utilizados, se encontraban el celuloide o goma vulcanizada, con el inconveniente de la dificultad en su preparación, su aspecto poco convincente y la fácil combustibilidad; después se utilizó un compuesto basado en gelatina y glicerina, el que presentó un fácil deterioro y su incompatibilidad con la temperatura ambiental, derritiéndose ante una temperatura elevada. Fue durante la Segunda Guerra Mundial cuando aparecen en el mercado sustancias como el látex líquido prevulcanizado, las resinas poli vinílicas (PVC) y particularmente el acrílico, que brindaron la posibilidad de realizar prótesis faciales para sustituir la pérdida de grandes zonas de la cara, logrando resultados satisfactorios tanto estéticos como funcionales.⁸

Chalian y colaboradores hacen notar el extraordinario desarrollo de las técnicas y materiales. En ese período, aparecen los acrílicos y posteriormente los mercaptanos y siliconas.

Los silicones se han usado en medicina desde 1945.⁹ Son considerados dentro de los biomateriales que cumplen con estrictos requisitos, como la biocompatibilidad, considerada como el grado de tolerancia del material por parte de la materia viva, simulando de una manera casi perfecta el funcionamiento de los órganos o tejidos que está reemplazando. Siendo ésta la razón por la que tienen esta historia tan prolongada en el uso de la Medicina, ya que son apreciadas como sustancias seguras e idealmente biocompatibles que inducen una respuesta apropiada a la situación y altamente beneficiosa en el cuerpo.

En la actualidad, las prótesis faciales están realizadas en (elastómeros no acuosos) siliconas de uso médico, caracterizándose por un teñido que simula la pigmentación de la piel, elasticidad y transparencia de cada individuo. Debe de ser de alta pureza y con una viscosidad de 300 centipoise. Los silicones tendrán que resistir la descomposición química, incluso en condiciones adversas como sería en contacto con los ácidos gástricos.

Elastómeros de silicón.

Para comenzar, es importante señalar que la palabra elastómero está formada por dos partes, provenientes del griego *elastos* (dúctil) y *meros* (porción).

Denominamos, pues, elastómero a un material orgánico compuesto de largas moléculas que posee la cualidad de estirarse, enrollarse, comprimirse, al aplicar una determinada fuerza externa y que de inmediato recupera su forma primitiva total o parcialmente (según el grado de reticulación del elastómero) al cesar la fuerza aplicada.¹⁰

Un elastómero, en estado relajado presenta una estructura amorfa cuyas cadenas moleculares se distribuyen dentro de esta estructura de modo desordenado, torsionado y relajado, al producirse el estiramiento, esta estructura se alarga, endereza y ordena en la dirección del esfuerzo aplicado.

El nombre de siliconas viene dado del enlace silicio-oxígeno, en inglés como silicon-ketones. Su materia prima es la arena de sílice, de esta se obtiene el clorosilano, al calentar la arena de sílice con cloro y coque. El clorosilano con

agua (mediante hidrólisis) da lugar a los silanoles, monómeros de bajo peso molecular capaces de formar grandes moléculas (macromoléculas) tridimensionales que son el fundamento de lo que se denomina técnica y comercialmente los aceites de siliconas.¹¹

Los elastómeros de silicón están disponibles en dos formas principalmente: los que requieren calor para el efecto de vulcanización (HTV, High Temperature Vulcanization) que es un material semisólido o en forma de macilla que requiere ser fuertemente comprimido, empacado bajo presión, los pigmentos se comprimen dentro del material, de esta manera se puede lograr color intrínseco y textura viva y los que vulcanizan a temperatura ambiente (RTV, Room Temperature Vulcanization) que tienen textura transparente o bien blanco opaco y antes de que el catalizador sea introducido se añaden los pigmentos terrosos secos para igualar el color de la piel del paciente, la prótesis se elabora con cierta facilidad, sin embargo dichas siliconas no son tan resistentes¹. La reacción de reticulación en las siliconas RTV es exotérmica y no alcanza apenas 1°C.¹²

Las firmas Dow Corning y General Electric en EE.UU.¹³, desarrollaron los primeros compuestos caracterizados por ser bicomponentes (Componente A-Silicona, componente B-Catalizador), cuya mezcla provocan la vulcanización en frío dando lugar a un material homogéneo, gomoso y elástico.

La utilización de los elastómeros de silicona se inicia en 1824, cuando el químico sueco Jön Jacob Berzelius, en las experimentaciones iniciales, demostró la estructura de la sílice basándose en hipótesis y trabajos anteriores.

Los elastómeros de silicona se componen de un líquido y un relleno, por lo tanto ya podemos hablar de un material compuesto o mejor dicho un compuesto de silicona.

- El líquido base es el aceite de silicona elaborado por la industria petroquímica.
- El relleno es un polvo formado por nanopartículas y dan cuerpo, definen la viscosidad y repercute en las propiedades físicas de la silicona. Algunos rellenos usados son partículas de sílice, dióxido de silicio o sílice coloidal por ejemplo o un óxido metálico.

Se agrega catalizador al compuesto de silicona con el fin de promover la reacción que dará lugar a la reticulación. El compuesto de silicona carece de las prestaciones requeridas, es deformable pero no elástica, mantiene la forma que se le aplica y por la fuerza de la gravedad la silicona se apelmaza sobre si misma o se escurre por su propio peso. Con la adición del catalizador, y producida la reacción de reticulación, la silicona adquiere una constitución elástica, gomosa y estable.

Los silicones están clasificados dentro de cuatro grupos:

- Grado de implante, el cual requiere someterse a numerosas pruebas y tiene que cumplir o exceder los requerimientos de la FDA.
- Grado médico, ha sido aprobado solo para uso externo y es el más usado en fabricación de prótesis faciales.
- Grado limpio.
- Grado industrial, para aplicaciones industriales.

Pigmentos.

Un pigmento es una sustancia que según su naturaleza y composición, absorbe, refracta y refleja luz descompuesta o no. Es la calidad de la luz reflejada, los cuerpos aparecen con diferentes colores que le son propios bajo luz blanca por que reflejan o absorben algunas de sus bandas coloridas más fuertemente que otras.

Los diferentes colores se crean mediante la mezcla de los colores primarios: rojo, amarillo y azul. La intensidad del color depende de la saturación del color en la materia.

Aspectos importantes a tomar en cuenta para poder realizar una buena caracterización a las Prótesis Maxilofaciales.¹⁴

Fibras Flock.

Al Flock se le define generalmente como fibra con una longitud por debajo de los 10 mm. Las fibras flock o fibras de rayón son fibras obtenidas a base de celulosa manufacturada con disulfuro. Esta fue la primera fibra manufacturada, era vendida como “seda artificial” hasta que en 1924 adopto el nombre “rayón”. Durante los años 30 solo se fabricaba rayón en forma de hilo, hasta que se descubrió que las fibras rotas que se desechaban en la producción de hilo servían para ser entretejidas.¹⁵

Las fibras flock se emplean en la Clínica de Prótesis Maxilofacial de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología de la U.N.A.M., como elemento de caracterización del PDMS en prótesis de tejidos blandos y prótesis oculares por su variedad de colores.



Imagen 1.8. Fibras flock.

Norma ASTM D 624-00.

Esta norma describe los procedimientos para medir una propiedad del caucho vulcanizado convencional y elastómeros termoplásticos, llamada resistencia al desgarre.

La resistencia al desgarre puede ser influenciada en gran medida por la anisotropía inducida por el estrés (fibrado mecánico), distribución de la tensión, la velocidad de deformación y tamaño de la pieza de prueba.

Los resultados obtenidos en una prueba de resistencia a la rotura sólo pueden ser considerados como una medida bajo las condiciones de dicha prueba en particular y puede no tener ninguna relación directa con el rendimiento del material.

La prueba se realiza tirando de las muestras separadas utilizando una máquina de ensayo de tracción.¹⁶

Norma ASTM D 1456-86.

Los elastómeros, que se definen como materiales macromoleculares que vuelven rápidamente a sus dimensiones aproximadas y forma iniciales después de la deformación sustancial por una tensión débil y la posterior liberación de la tensión.

Esta norma describe los procedimientos para medir una propiedad del caucho vulcanizado convencional y elastómero termoplástico, llamada Alargamiento a una tensión específica.¹⁷

Influencia de la temperatura en el procesado de polímeros.

Hay varios métodos para producir formas con polímeros, incluyendo el moldeo, la extrusión y la fabricación de películas y fibras. Las técnicas que se utilizan para conformar polímeros dependen en gran medida de la naturaleza del mismo, en particular si es termoplástico o termoestable. La mayoría de las técnicas son utilizadas para conformar los polímeros termoplásticos. El polímero es calentado a una temperatura cercana o superior a la temperatura de fusión, de tal manera que se haga plástico o líquido. Entonces, es vaciado o inyectado en un molde para producir la forma deseada. Los elastómeros termoplásticos se pueden conformar de la misma manera. En estos procesos, el material de desecho puede reciclarse fácilmente, minimizando así el desperdicio.

Para los polímeros termoestables se utilizan pocas técnicas de conformado, ya que una vez ocurrida la formación de enlaces cruzados, ya no se pueden conformar más. Después de la vulcanización, los elastómeros tampoco pueden ser conformados adicionalmente. En estos casos, el material de desecho no puede ser reciclado.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Investigaciones realizadas por algunos autores sobre las propiedades mecánicas de ciertos silicones para reconstrucción facial muestran ciertos resultados cuando el material se encuentra sin caracterizar, sin tomar en cuenta que en la clínica son utilizadas las fibras flock para darle una caracterización adecuada las cuales podrían modificar ciertas propiedades de este material, por lo cual nos planteamos la siguiente pregunta de investigación:

¿El agregar fibras flock a las siliconas para reconstrucción facial modificará las propiedades mecánicas de dichas siliconas?

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.

Hasta el momento se cuentan con materiales de reconstrucción facial comerciales, con buenas propiedades mecánicas y gran biocompatibilidad pero de muy alto costo para pacientes de bajos recursos, por lo tanto la importancia de desarrollar un material de reconstrucción facial con propiedades mecánicas aceptables será de gran utilidad en la clínica para reducir costos de prótesis maxilofaciales, en pacientes de bajos recursos y así mismo reducir el tiempo de trabajo.

Para realizar este estudio se contó con el apoyo y experiencia del Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales de la División de Estudios e Investigación de Posgrado, de la Facultad de Odontología, de la U.N.A.M., y con el financiamiento del Proyecto PAPIIT IN214710.

OBJETIVO GENERAL.

- Valorar elongación y resistencia al desgarre de dos diferentes tipos de silicón: uno de tipo industrial (Sista multiusos, Down Corning Corporation, USA), y uno experimental, al natural y con agregado de fibras flock, procesados a temperatura ambiente ($23\pm 2^{\circ}\text{C}$) y a altas temperaturas (70°C). comparados con un silicón comercial de grado médico (Dragon Skin, Smooth-on, consistencia media).

OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- ✓ Valorar resistencia al desgarre y elongación del silicón industrial (Sista) al natural, procesado a temperatura ambiente por 24 horas y a 70°C por 1 hora.
- ✓ Valorar resistencia al desgarre y elongación del silicón industrial (Sista) con agregado de fibras flock, procesado a temperatura ambiente por 24 horas y a 70°C por 1 hora.
- ✓ Valorar resistencia al desgarre y elongación del silicón Grado médico (Dragon Skin) al natural, procesado a temperatura ambiente por 5 horas y a 70°C por 1 hora.
- ✓ Valorar resistencia al desgarre y elongación del silicón Grado médico (Dragon Skin) con agregado de fibras flock, procesado a temperatura ambiente por 5 horas y a 70°C por 1 hora.
- ✓ Valorar resistencia al desgarre y elongación del silicón experimental al natural, procesado a temperatura ambiente por 24 horas y a 70°C por 2 horas.
- ✓ Valorar resistencia al desgarre y elongación del silicón experimental con agregado de fibras flock, procesado a temperatura ambiente por 24 horas y a 70°C por 2 horas.
- ✓ Comparar los valores de resistencia al desgarre y elongación de dos diferentes tipos de silicón (Industrial –Sista- y experimental, al natural y con agregado de fibras flock con diferentes técnicas de procesado, contra un silicon comercial Grado Médico -Dragon Skin-).

HIPÓTESIS DE TRABAJO.

El uso de fibras flock en la caracterización de los silicones disminuirá las propiedades mecánicas de elongación y resistencia al desgarre, así mismo, los valores en las propiedades mecánicas de los silicones procesados con una temperatura de 70°C serán superiores a los procesados a temperatura ambiente.

HIPÓTESIS NULA.

El uso de fibras flock en la caracterización de los silicones aumentará las propiedades mecánicas de elongación y resistencia al desgarre, así mismo, los valores en las propiedades mecánicas de los silicones procesados con una temperatura de 70°C serán inferiores a los procesados a temperatura ambiente.

HIPÓTESIS ALTERNA.

El uso de fibras flock en la caracterización de los silicones no modificará las propiedades mecánicas de elongación y resistencia al desgarre, así mismo, los valores en las propiedades mecánicas de los silicones procesados con una temperatura de 70°C serán iguales a los silicones procesados a temperatura ambiente.

CRITERIOS DE INCLUSIÓN.

- ✓ 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, Grado médico y Experimental, que polimericen a temperatura ambiente.
- ✓ 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, Grado médico y Experimental, que polimericen a temperatura ambiente.
- ✓ 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, Grado médico y Experimental con agregado de fibras flock, que polimericen a temperatura ambiente.
- ✓ 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, Grado médico y Experimental con agregado de fibras flock, que polimericen a temperatura ambiente.
- ✓ 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, Grado médico y Experimental, que polimericen 70°C.
- ✓ 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, Grado médico y Experimental, que polimericen a 70°C.

- ✓ 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, Grado médico y Experimental con agregado de fibras flock, que polimericen a 70°C.
- ✓ 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, Grado médico y Experimental con agregado de fibras flock, que polimericen 70°C.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.

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

CRITERIOS DE ELIMINACIÓN.

- ✓ Muestras que presenten formación de burbujas de aire.
- ✓ Muestras que al momento de realizar la prueba de elongación se rompan antes de llegar al límite o al momento de realizar las mediciones correspondientes.
- ✓ Muestras que al momento de realizar la prueba de resistencia al desgarre se rompan antes de tiempo o no se rompan completamente.
- ✓ Muestras de silicón cuyos valores después de la prueba tengan una diferencia entre ellas de más del 15%.

VARIABLES DEPENDIENTES.

- ✓ Aumento o disminución de la fuerza de resistencia al desgarre de los 3 diferentes tipos de silicón.
- ✓ Aumento o disminución en el porcentaje de elongación de los 3 diferentes tipos de silicón.

Definición operacional.

- ✓ Desgarre o ruptura total de una muestra de 3 tipos de silicón con medidas de 150 mm de largo por 25 mm de ancho por 2 mm de espesor con un corte central de 40 mm, sometida a cargas traicionales hasta su ruptura o desgarre en Maquina Universal de Pruebas Mecánicas INSTRON 5567 a una velocidad de 50mm durante un minuto.
- ✓ Aumento o disminución de una muestra de 3 tipos de silicón con medidas de 150 mm de largo por 3 mm de ancho por 2 mm de espesor, sometida a cargas traccionales en Maquina Universal de Pruebas Mecánicas INSTRON a una velocidad de 85mm X seg hasta una deformación de 60mm

VARIABLES INDEPENDIENTES.

- ✓ La temperatura del cuarto de mezclado.
- ✓ El tiempo y la forma del espatulado.
- ✓ La fuerza aplicada en el enmuflado.
- ✓ Relación base-catalizador.

Definición operacional.

- ✓ Constante de temperatura a $23\pm 2^{\circ}\text{C}$ controlada con termómetro ambiental
- ✓ Tiempo controlado con cronometro e indicaciones de manipulación según el fabricante, con movimientos circulares sin despegar la espátula de la loseta de vidrio.
- ✓ Fuerza aplicada de aproximadamente 3 kg/ cm a una prensa pequeña.
- ✓ Contenido de base proporcionado por los fabricantes y la literatura, contenido de catalizador proporcionado por el fabricante y la literatura.

MATERIAL Y EQUIPO.

Materia Prima

- Hule de silicón Industrial Sista Multiusos supertransparente (Dow Corning Corporation, USA).
- Hule de silicón Dragon Skin 10 Medium marca Smooth-on Morphs Industries. Lote 20145 (USA)
- Hule de silicón 48T marca SILICONA, S.A. de C.V. Lote RTV2210848T (México)
- Catalizador del silicón 48T marca SILICONA, S.A. (México)
- Yeso Tipo III marca Magnum (Manufacturera Dental Continental) Lote 11099526 (Guadalajara, México)
- Óxido de silicio tamizado
- Fibras flock color rojo
- Petrolato
- Agua corriente

Equipo

- Mufla de acero S.A.E. 1018 rectangular de 90 mm de ancho x 200 mm de largo.
- Prensas para procesado de dentaduras.
- Balanza analítica ADVENTURE OHAUS, Modelo AR2140 (China)
- Balanza TOR-REY con aproximación de 0.0001 kg. Modelo QC-5/10. No. serie 01284 (Monterrey, México).
- Recipiente de acero inoxidable para mezclar al vacío con motor WYNSTRUMENTS Ltd. Gloucester, No. serie D67688 (USA)

- Máquina Universal de Pruebas Mecánicas INSTRON, modelo 5567, No. Id 5567P7728 (Chicago, Illinois)
- Vernier Digital MITUTOYO, Modelo CD-6" CSX, No. Serie 07565920 (Kawasaki, Japón).
- Estufa de temperatura controlada S/No. Serie (Hanau, USA).
- Vibrador Modelo 200 No. Serie 20087 (Búfalo Dental, NY, USA).
- Cronometro digital Modelo 810012 (Sper Scientific, Honk Kong).
- Pistola para cartucho de silicón.
- Espátula para yesos Tipo Búfalo.
- Taza de hule rígida para yesos.
- Suajes para corte de muestras con medidas de la Norma ASTM, para prueba de resistencia al desgarre D 624-00 y para prueba de elongación D 1456-86.
- Campos de trabajo.

Cristalería

- 1 vidrio de reloj chico.
- Loseta de vidrio de 18 cm x 7 cm x 2 mm.
- Loseta de vidrio de 20 cm x 15 cm x 6 mm.
- Gotero.
- Probeta de 100 ml.
- Frasco de vidrio color ámbar.

TIPO DE ESTUDIO.

Experimental.

RECURSOS MATERIALES Y HUMANOS.

Este estudio fue apoyado por el proyecto PAPIT-IN214710 y el Laboratorio de Investigación en Biomateriales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología de la UNAM.

POBLACIÓN DE ESTUDIO.

Muestras de silicón industrial (Sista multiusos, Down Corning Corporation, USA), experimental, y silicón comercial de grado médico (Dragon Skin, Smooth-on, consistencia media) al natural y con agregado de fibras flock. De 150 mm de largo por 3 mm de ancho por 2 mm de espesor para prueba de elongación y 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 exigidas por las normas ASTM D 1456-86 y ASTM D 624-86.

SELECCIÓN Y TAMAÑO DE MUESTRA:

La estimación de tamaño de muestra se hizo en base a un intervalo de confianza de 95%, por lo tanto el valor Z es de 1.96. Por estudios previos, se sabe que la desviación estándar es de 2.54 (REFERENCIA EDMUNDO) y una precisión de 0.2046.

Mediante la siguiente fórmula se determinó el tamaño de muestra:

$$n = \frac{\left(Z_{\alpha/2}\right)^2 \times (\sigma^2)}{d^2}$$

Sustituyendo:

$$n = \frac{\left(Z_{\alpha/2}\right)^2 \times (\sigma^2)}{d^2} \rightarrow n = \frac{(1.96)^2 \times (2.54)^2}{(0.2046)^2} = \frac{3.8416 \times 6.4516}{0.0419} = \frac{24.78}{0.0419} = 591.17 \cong 592$$

Se obtendrán 592 muestras divididas en 59 grupos de 10 muestras cada uno incluyendo el grupo control.

MUESTREO.

Se realizó un total de 240 muestras de silicón divididas en 24 grupos de 10 muestras cada grupo.

- ✓ Grupo A: 10 muestras de silicón Grado Médico Dragon Skin procesado a temperatura ambiente ($23\pm 2^{\circ}\text{C}$) por 5 horas para la prueba de elongación.
- ✓ Grupo B: 10 muestras de silicón Grado Médico Dragon Skin procesado a temperatura ambiente ($23\pm 2^{\circ}\text{C}$) por 5 horas para la prueba de resistencia al desgarre.
- ✓ Grupo C: 10 muestras de silicón Experimental procesado a temperatura ambiente ($23\pm 2^{\circ}\text{C}$) por 24 horas para la prueba de elongación.
- ✓ Grupo D: 10 muestras de silicón Experimental procesado a temperatura ambiente ($23\pm 2^{\circ}\text{C}$) por 24 horas para la prueba de resistencia al desgarre.
- ✓ Grupo E: 10 muestras de silicón Industrial Sista procesado a temperatura ambiente ($23\pm 2^{\circ}\text{C}$) por 24 horas para la prueba de elongación.
- ✓ Grupo F: 10 muestras de silicón Industrial Sista procesado a temperatura ambiente ($23\pm 2^{\circ}\text{C}$) por 24 horas para la prueba de resistencia al desgarre.
- ✓ Grupo G: 10 muestras de silicón Grado Médico Dragon Skin procesado a alta temperatura (70°C) por 1 hora para la prueba de elongación.

- ✓ Grupo H: 10 muestras de silicón Grado Médico Dragon Skin procesado a alta temperatura (70°C) por 1 hora para la prueba de resistencia al desgarre.
- ✓ Grupo I: 10 muestras de silicón Experimental procesado a alta temperatura (70°C) por 2 horas para la prueba de elongación.
- ✓ Grupo J: 10 muestras de silicón Experimental procesado a alta temperatura (70°C) por 2 horas para la prueba de resistencia al desgarre.
- ✓ Grupo K: 10 muestras de silicón Industrial Sista procesado a alta temperatura (70°C) por 1 hora para la prueba de elongación.
- ✓ Grupo L: 10 muestras de silicón Industrial Sista procesado a alta temperatura (70°C) por 1 hora para la prueba de resistencia al desgarre.
- ✓ Grupo M: 10 muestras de silicón Grado Médico Dragon Skin con agregado de fibras flock procesado a temperatura ambiente (23±2°C) por 5 horas para la prueba de elongación.
- ✓ Grupo N: 10 muestras de silicón Grado Médico Dragon Skin con agregado de fibras flock procesado a temperatura ambiente (23±2°C) por 5 horas para la prueba de resistencia al desgarre.
- ✓ Grupo Ñ: 10 muestras de silicón Experimental con agregado de fibras flock procesado a temperatura ambiente (23±2°C) por 24 horas para la prueba de elongación.
- ✓ Grupo O: 10 muestras de silicón Experimental con agregado de fibras flock procesado a temperatura ambiente (23±2°C) por 24 horas para la prueba de resistencia al desgarre.

- ✓ Grupo P: 10 muestras de silicón Industrial Sista con agregado de fibras flock procesado a temperatura ambiente ($23\pm 2^{\circ}\text{C}$) por 24 horas para la prueba de elongación.
- ✓ Grupo Q: 10 muestras de silicón Industrial Sista con agregado de fibras flock procesado a temperatura ambiente ($23\pm 2^{\circ}\text{C}$) por 24 horas para la prueba de resistencia al desgarre.
- ✓ Grupo R: 10 muestras de silicón Grado Médico Dragon Skin con agregado de fibras flock procesado a alta temperatura (70°C) por 1 hora para la prueba de elongación.
- ✓ Grupo S: 10 muestras de silicón Grado Médico Dragon Skin con agregado de fibras flock procesado a alta temperatura (70°C) por 1 hora para la prueba de resistencia al desgarre.
- ✓ Grupo T: 10 muestras de silicón Experimental con agregado de fibras flock procesado a alta temperatura (70°C) por 2 horas para la prueba de elongación.
- ✓ Grupo U: 10 muestras de silicón Experimental con agregado de fibras flock procesado a alta temperatura (70°C) por 2 horas para la prueba de resistencia al desgarre.
- ✓ Grupo V: 10 muestras de silicón Industrial Sista con agregado de fibras flock procesado a alta temperatura (70°C) por 1 hora para la prueba de elongación.
- ✓ Grupo W: 10 muestras de silicón Industrial Sista con agregado de fibras flock procesado a alta temperatura (70°C) por 1 hora para la prueba de resistencia al desgarre.

Prueba	Grupo	Tipo de silicón	Temperatura	Tiempo de polimerizado	Número de muestras
Elongación	A	Grado Médico	Ambiente (23±2°C)	5 horas	10
	C	Experimental	Ambiente (23±2°C)	24 horas	10
	E	Industrial	Ambiente (23±2°C)	24 horas	10
	G	Grado Médico	70°C	1 hora	10
	I	Experimental	70°C	2 horas	10
	K	Industrial	70°C	1 hora	10
	M	Grado Médico Fibras Flock	Ambiente (23±2°C)	5 horas	10
	Ñ	Experimental Fibras Flock	Ambiente (23±2°C)	24 horas	10
	P	Industrial Fibras Flock	Ambiente (23±2°C)	24 horas	10
	R	Grado Médico Fibras Flock	70°C	1 hora	10
	T	Experimental Fibras Flock	70°C	2 horas	10
	V	Industrial Fibras Flock	70°C	1 hora	10

Prueba	Grupo	Tipo de silicón	Temperatura	Tiempo de polimerizado	Número de muestras
Resistencia al desgarre	B	Grado Médico	Ambiente (23±2°C)	5 horas	10
	D	Experimental	Ambiente (23±2°C)	24 horas	10
	F	Industrial	Ambiente (23±2°C)	24 horas	10
	H	Grado Médico	70°C	1 hora	10
	J	Experimental	70°C	2 horas	10
	L	Industrial	70°C	1 hora	10
	N	Grado Médico Fibras Flock	Ambiente (23±2°C)	5 horas	10
	O	Experimental Fibras Flock	Ambiente (23±2°C)	24 horas	10
	Q	Industrial Fibras Flock	Ambiente (23±2°C)	24 horas	10
	S	Grado Médico Fibras Flock	70°C	1 hora	10
	U	Experimental Fibras Flock	70°C	2 horas	10
	W	Industrial Fibras Flock	70°C	1 hora	10

MÉTODO.

Durante el proceso de investigación se utilizó una mufla que consiste en dos marcos de acero 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 sujetadas con tornillos y pernos (imagen 2.1).



Imagen.2.1. Mufla de acero 1018 (S.A.E.) de 6.35 mm x 15.87 mm.

Con dicha mufla 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 dicho molde se realizaron los siguientes pasos:

El primer paso fue untar vaselina en la parte interna de la mufla de acero, para evitar que el yeso se quedará pegado a las paredes de la mufla (imagen 2.2), enseguida se prepararon 300 gramos de yeso Tipo III con la relación agua-yeso indicada por el fabricante (24ml/100g) y se mezcló durante 1 minuto con movimientos envolventes para obtener una mezcla homogénea (imagen 2.3).

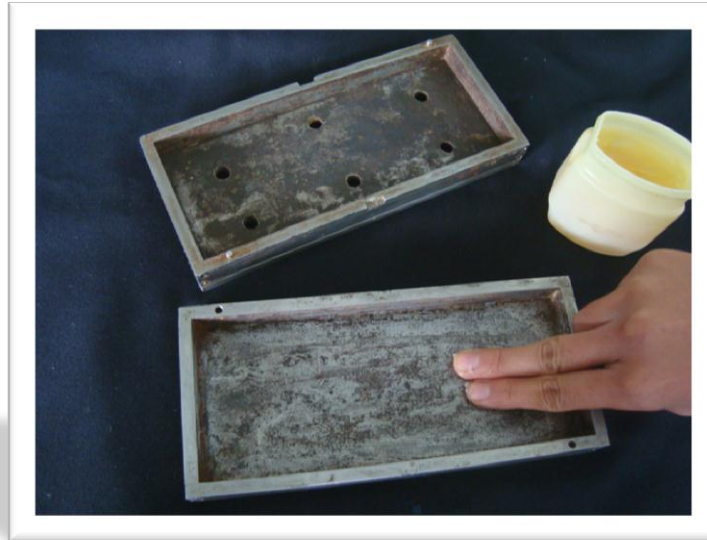


Imagen 2.2. Colocacion de vaselina en la mufla de acero.

Al terminar la mezcla se vacio dentro de la parte inferior de la mufla (imagen 2.4), se vibró con la ayuda de un vibrador eléctrico para evitar la formación de burbujas de aire y se dejó fraguar 30 min (imagen 2.6). Ya que estaba fraguada esta parte de yeso se llevó al pulidor metalográfico con papel abrasivo de grano 600 para que quedara liso (imagen 2.5).



Imagen.2.3. Mezcla del yeso tipo III



Imagen.2.4. Colocación de yeso en mufla



Imagen 2.5. Pulidor metalográfico

Inmediatamente se colocó la loseta de vidrio de 2 mm de espesor previamente untada con una ligera capa de vaselina por ambos lados (imagen 2.7, 2.8).



Imagen.2.6. Vibración del yeso en la mufla de acero.

Finalmente, se le untó vaselina y se colocó el marco superior de la mufla sin la tapa. Se preparó nuevamente yeso con la relación agua-yeso indicada por el fabricante, ya mencionada anteriormente, se mezcló con movimientos envolventes hasta obtener una mezcla homogénea y se vació a la parte superior de la mufla (imagen 2.9), se colocó nuevamente en el vibrador para evitar la formación de burbujas y enseguida se colocó la tapa de la mufla junto con los tornillos que se apretaron con ayuda de una llave Allen (imagen 2.10, 2.11).

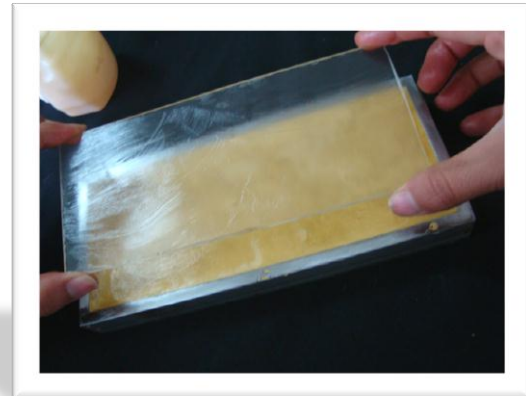


Imagen.2.7, 2.8. Colocación de vaselina en loseta de vidrio de 2mm de grosor y en mufla de acero

Una vez que había fraguado el yeso se procedió a abrir la mufla para poder retirar la loseta de vidrio que se encontraba en la parte de en medio y de esta manera el molde quedó listo para comenzar a elaborar las placas de silicón y de estas obtener las muestras de silicón requeridas para las pruebas.



Imagen 2.9. Colocación y vibración de yeso tipo III en contra mufla.

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.

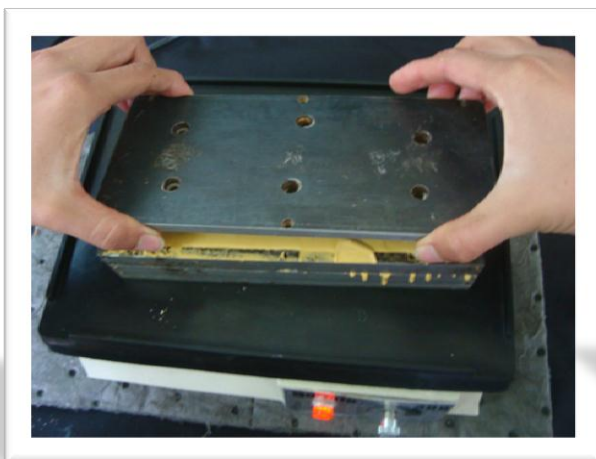


Imagen 2.10. 2.11. Cerrado y prensado de la mufla de acero.

La obtención de las placas de silicón procesado se realizó mediante una técnica de enmuflado convencional.

Silicón Dragon Skin.

Para los grupos A, B, G y H, en una loseta de vidrio de 20 cm x 15 cm x 6 mm, se pesó silicón Grado Médico Dragon Skin, 35 gramos de base y 35 gramos de catalizador en la Balanza Contadora QC-5 Series (Counting Scales) (imagen 2.12, 2.13).

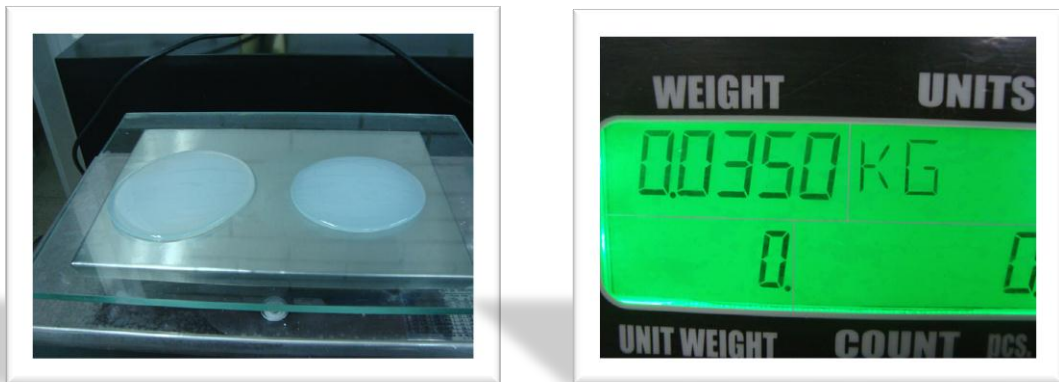


Imagen.2.12, 2.13. Colocación de silicón Dagon Skin base y catalizador pesado a 35g cada uno

Posteriormente se procedió a realizar la mezcla de la base y el catalizador del silicón lentamente y con movimientos circulares hasta obtener una mezcla homogénea, ejerciendo cierta presión con la espátula sobre la loseta para evitar el atrapamiento de aire y reducir la formación de burbujas (imagen 2.14).



Imagen. 2.14. Mezcla de silicón Dragon Skin.

Una vez lista la mezcla, se llevó el silicón en pequeñas porciones sobre la base del molde de yeso previamente untada con aceite de silicón (imagen 2.15).

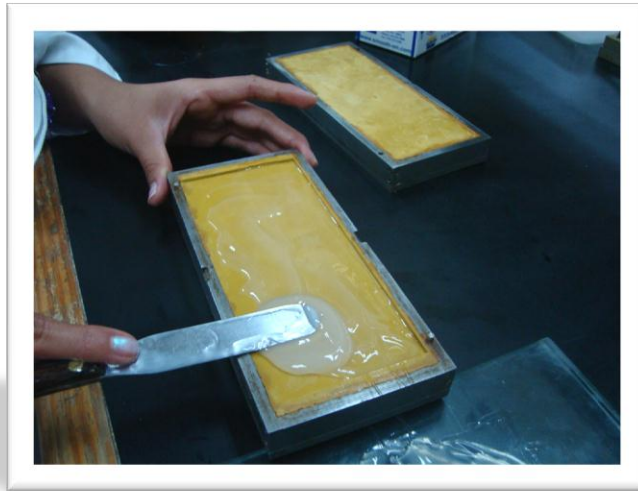


Imagen.2.15. Colocación en capas pequeñas de silicón Dragon Skin.

Ya colocado el silicón en el molde de yeso, se cerró la mufla, se atornilló lentamente y se llevó a las prensas, una en cada extremo y con una tabla de madera intermedia para distribuir la presión, se apretaron las prensas dando $\frac{1}{4}$ de vuelta en cada una aproximadamente cada minuto, para facilitar el escape de aire del silicón (imagen 2.16).



Imagen.2.16. Prensado de la mufla de acero.

Una vez prensado el silicón para los grupos A y B se dejó polimerizar durante 5 horas en un cuarto de temperatura controlada a $23\pm 2^{\circ}\text{C}$.

Para los grupos G y H el conjunto de prensas y mufla se sometieron a una temperatura de 70°C , en una olla, controlando la temperatura con un termómetro para lograr que esta se mantuviera estable, por un período de 1 hora, para así, mediante estos 2 métodos obtener las placas de silicón (imagen 2.17).



Imagen 2.17. Procesado en olla a temperatura controlada.

Silicón Experimental.

El silicón experimental se preparó con óxido de silicio tamizado; se pesaron repetidas veces, 190 g de silicón experimental en la Balanza Contadora QC-5 Series (Counting Scales) y 3.8 g de óxido de silicio en la Balanza TOR-REY con aproximación de 0.0001 kg (imagen 2.18, 2.19).

El silicón se colocó en un recipiente de acero inoxidable para mezclar al vacío con motor por un período de 2 horas, durante las cuales se le fue agregando el óxido de silicio gradualmente cada 15 seg aproximadamente (imagen 2.20). Terminada esta mezcla, se llevo a un frasco con tapa color ámbar y se etiqueto para su almacenaje y posterior utilización.



Imagen 2.18, 2.19. Pesado de silicio y silicón en balanzas Contadora y TOR-REY.



Imagen 2.20. Recipiente de acero inoxidable y mezcladora al vacío.

Para los grupos C, I, D y J, en una loseta de vidrio de 20 cm x 15 cm x 6 mm, se pesó 70 g de silicón Experimental en la Balanza Contadora QC-5 Series (Counting Scales) y se le agregaron 84 gotas de catalizador (imagen 2.21, 2.22).



Imagen 2.21, 2.22. Pesaje de silicón Experimental en balanza Contadora y colocación de catalizador en gotas.

Posteriormente, se procedió a realizar la mezcla del silicón y el catalizador lentamente y con movimientos circulares hasta obtener una mezcla homogénea, ejerciendo cierta presión con la espátula sobre la loseta para evitar el atrapamiento de aire y reducir la formación de burbujas (imagen 2.23).



Imagen 2.23. Manipulación de silicón experimental.

Una vez lista la mezcla, se llevó el silicón en pequeñas porciones sobre la base del molde de yeso previamente untada con aceite de silicona, formando una capa uniforme de silicón (imagen 2.24).

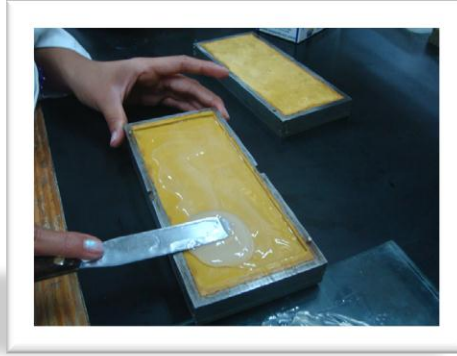


Imagen 2.24. Colocación de silicón experimental en una mufla de acero inoxidable.

Ya colocado el silicón en el molde de yeso, se tapó la mufla, se atornillo lentamente y se llevó a las prensas, una en cada extremo y con una tabla de madera intermedia para distribuir la presión, se apretaron las prensas dando $\frac{1}{4}$ de vuelta en cada una aproximadamente cada minuto, para facilitar el escape de aire del silicón (imagen 2.25).



Imagen 2.25. Prensado de la mufla con silicón experimental.

Una vez prensado el silicón para los grupos C y D se dejó polimerizar durante 24 horas en un cuarto de temperatura controlada a $23\pm 2^{\circ}\text{C}$.

Para los grupos I y J el conjunto de prensas y mufla se sometieron a una temperatura de 70°C, en una olla, controlando la temperatura con un termómetro para lograr que esta se mantuviera estable, por un periodo de 2 horas, para así, mediante estos 2 métodos obtener las placas de silicón (imagen 2.26).



Imagen 2.26. Procesado en olla a temperatura controlada.

Silicón Industrial Sista.

Para los grupos E, K, F y L, se inyectó el silicón directamente de la pistola sobre la base del molde de yeso previamente untada con aceite de silicona, formando una capa uniforme de silicón.

Ya colocado el silicón en el molde de yeso, se tapó la mufla, se atornilló lentamente y se llevó a las prensas, una en cada extremo y con una tabla de madera intermedia para distribuir la presión, se apretaron las prensas dando $\frac{1}{4}$ de vuelta en cada una aproximadamente cada minuto, para facilitar el escape de aire del silicón (imagen 2.27).



Imagen 2.27. Prensado de silicón Sista.

Una vez prensado el silicón para los grupos E y F se dejó polimerizar durante 24 horas en un cuarto de temperatura controlada a $23\pm 2^{\circ}\text{C}$.

Para los grupos k y L el conjunto de prensas y mufla se sometieron a una temperatura de 70°C , en una olla, controlando la temperatura con un termómetro para lograr que esta se mantuviera estable, por un periodo de 1 hora, para así, mediante estos 2 métodos obtener las placas de silicón (imagen 2.28).



Imagen 2.28. Procesado en olla a temperatura controlada.

Caracterización con fibras flock para los silicones Grado Médico Dragon Skin, Experimental e Industrial Sista.

Para la caracterización de los tres diferentes tipos de silicón se utilizaron Fibras Flock color rojo. Para dicho procedimiento se pesaron 0.5 g de fibras en un vidrio de reloj en una Balanza TOR-REY con aproximación de 0.0001 kg (imagen 2.29, 2.30).

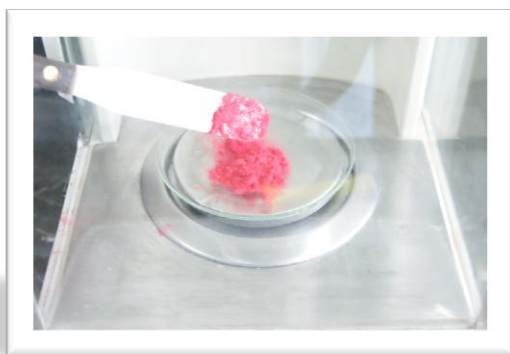


Imagen 2.29, 2.30. Pesaje de 0.5 g de Fibras Flock color rojo en Balanza TOR-REY.

Posteriormente se realizó el pesaje en las proporciones descritas anteriormente para los silicones Grado Médico Dragon Skin, Experimental e Industrial Sista.

Durante la manipulación de cada uno de los diferentes tipos de silicón se incorporaron 0.5 g de Fibras Flock con movimientos envolventes hasta lograr una uniformidad de color (imagen 2.31, 2.32), en el caso del silicón Grado Médico y Experimental los movimientos envolventes fueron realizados hasta lograr la uniformidad de color como la uniformidad de base-catalizador.



Imagen 2.31, 2.32. Incorporación y mezclado de 0.5 g de Fibras Flock color rojo en los diferentes tipos de silicón.

Finalmente, se realizó el procedimiento de enmuflado y polimerizado en un cuarto a temperatura controlada a $23\pm 2^{\circ}\text{C}$ y en una olla a temperatura controlada ya descrito anteriormente para los grupos M,N,Ñ,O,P,Q,R,S,T,U,V,W (imagen 2.33, 2.34).

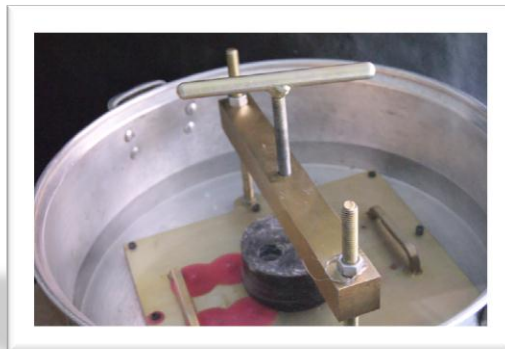
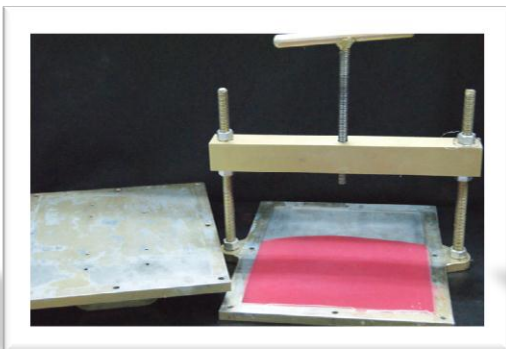


Imagen 2.33, 2.34. Enmuflado y procesado en olla a temperatura controlada de los diferentes tipos de silicón.

Preparación de muestras y prueba de elongación.

Las placas de silicón Grado Médico Dragon Skin, Experimental y Sista sin agregado (imagen 2.35) y con agregado de Fibras flock color rojo, se cortaron (imagen 2.36) con suajes de acero con medidas de 150mm de largo X 2mm de profundidad y 3mm de ancho para prueba de elongación (imagen 2.37).

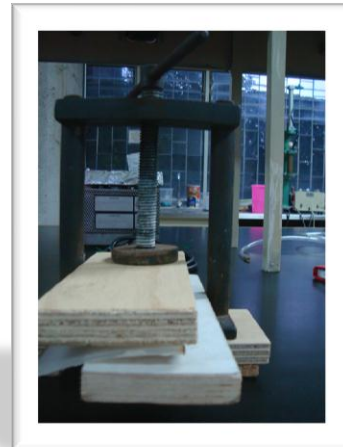
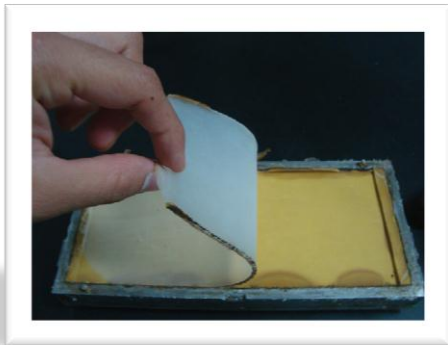


Imagen 2.35, 2.36. Obtención de placas de silicón sin fibras y corte en suaje y prensa de las muestras.

Se obtuvieron 20 muestras de silicón Grado Médico Dragon Skin sin fibras y 20 muestras con fibras; 20 muestras de silicón Experimental sin fibras y 20 muestras con fibras; 20 muestras de silicón Industrial Sista sin fibras y 20 muestras con fibras, para obtener un total de 120 muestras (imagen 2.38, 2.39), con las medidas especificadas por la Norma de la ASTM D 1456-86, la cual describe el método para realizar pruebas de elongación a silicones convencionales vulcanizados y elastómeros termoplásticos en la máquina de pruebas universales INSTRON.

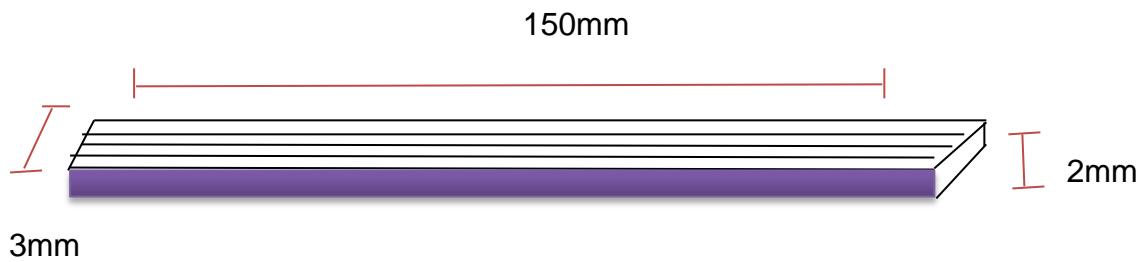


Imagen 2.37. Suaje de acero para prueba de elongación de 150mm X 3mm X 2mm.

Una vez obtenidos los especímenes, se midieron y se les colocaron marcas en los extremos con una medida de 100 mm de separación entre ambas, mediante un aditamento calibrado y la medida se obtuvo con un Vernier Mitutoyo Modelo CD-6CSX para obtener la longitud inicial (L_0).



Imagen 2.38, 2.39. Suaje para prueba de elongación y muestras para prueba de elongación.

Después, cada una de las muestras fueron sometidas a prueba de elongación en Máquina Universal de Pruebas Mecánicas INSTRON 5567 a una velocidad de cruceta de 85 mm x seg a una longitud límite de 60 mm (imagen 2.40). Colocando cada muestra en las mordazas de la máquina, se realizó la prueba, una vez que se llegó a una longitud de 60 mm se realizó una segunda medición de la separación entre las dos marcas con un Vernier Mitutoyo Modelo CD-6CSX para obtener la longitud final (L_f). Posteriormente se liberó la muestra de las mordazas de la Máquina INSTRON Modelo 5567 y se tomó una tercera medida entre ambas marcas y un minuto después se tomó una medida final para medir el recobre elástico del material.

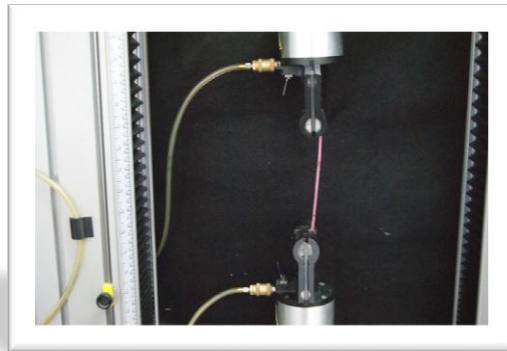


Imagen 2.40. Prueba de elongación en Máquina Universal de Pruebas Mecánicas

INSTRON 5567

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

$$\% \text{ de elongación} = \frac{L_f - L_0}{L_0} \times 100$$

Donde:

L_0 = Longitud inicial

L_f = Longitud final.

Los resultados obtenidos se recolectaron en una base de datos para su análisis y presentación de resultados.

Nota: El procedimiento para prueba de elongación se realizó de la misma manera en cada uno de los diferentes tipos de silicón con y sin agregado de Fibras Flock (Grado Médico Dragon Skin, Experimental e Industrial Sista).

Preparación de muestras y prueba de resistencia al desgarre.

Las placas de silicón Grado Médico Dragon Skin, Experimental y Sista sin agregado y con agregado de Fibras flock color rojo (imagen 2.41), se cortaron (imagen 2.42) con suajes de acero con medidas de 150mm de largo X 2mm de espesor y 25mm de ancho con un corte perpendicular en el centro del espécimen de 40mm (imagen 2.43), de acuerdo con la norma de la ASTM D 624-00 la cual describe el método para realizar pruebas de desgarre a silicones convencionales vulcanizados y elastómeros termoplásticos en la máquina de pruebas universales INSTRON.

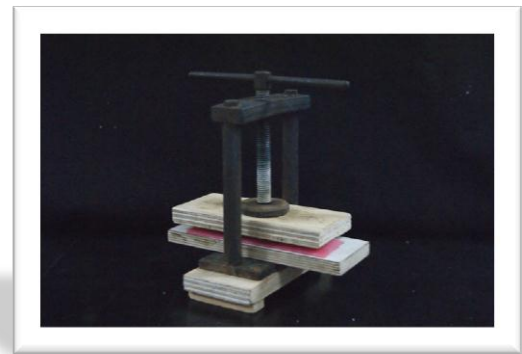
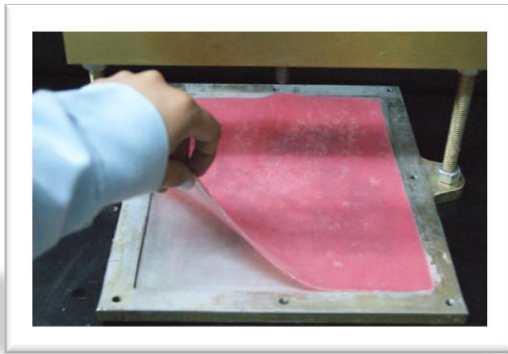


Imagen 2.41, 2.42. Obtención de placas de silicón con fibras y corte en suaje y prensa de las muestras.

Una vez obtenidas las muestras (imagen 2.44) se midió anchura y espesor de cada una con un Vernier Mitutoyo CD-6CSX, para la programación de la Máquina Universal de Pruebas Mecánicas INSTRON 5567 y se realizó la prueba de desgarre sujetando en cada mordaza un extremo de la muestra y aplicando una fuerza de tracción constante de 50 mm x minuto hasta observar la ruptura o desgarre total de la muestra (imagen 2.45).

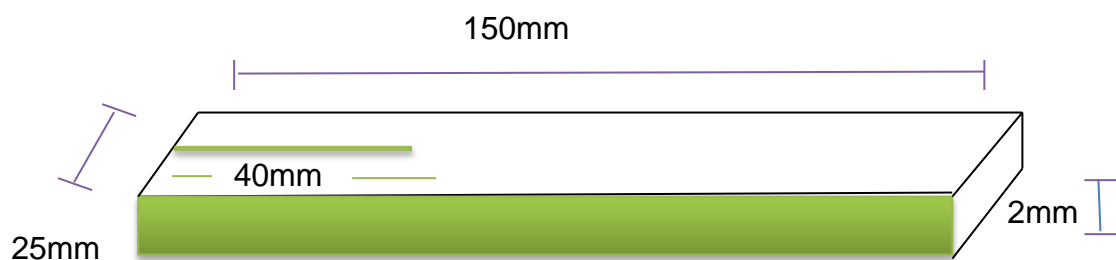


Imagen 2.43. Suaje para prueba de desgarre de 150mm X 25mm X2mm con un corte perpendicular de 40mm al centro.

Para obtener la resistencia al desgarre se calculó el esfuerzo mediante la siguiente fórmula:

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

Donde:

T_s = Resistencia al desgarre

F = Carga máxima (Mpa)

d = Espesor de las muestras (mm)



Imagen 2.44, 2.45. Muestras de silicón sin fibras para resistencia al desgarre y prueba de desgarre en Máquina Universal de Pruebas Mecánicas INSTRON 5567.

Los resultados obtenidos se recolectaron en una base de datos para su análisis y presentación de resultados.

Nota: El procedimiento para prueba de desgarre se realizó de la misma manera en cada uno de los diferentes tipos de silicón con y sin agregado de Fibras Flock color rojo (Grado Médico Dragon Skin, Experimental e Industrial Sista).

RESULTADOS.

Los resultados obtenidos fueron analizados con una prueba estadística no pareada ANOVA a una vía y se compararon los grupos con un post-ho con la prueba de Tukey.

Porcentaje a la elongación.

Resultados de porcentaje de elongación obtenidos para silicón grado médico Dragon Skin para los grupos A, G, M y R (cuadro 3.1)

Grado Médico Grupo A	Grado Médico 70°C Grupo G	Grado Médico Fibras Grupo M	Grado Médico fibras 70°C Grupo R
0.102mm	0.075mm	0.102mm	0.121mm
0.096mm	0.084mm	0.083mm	0.097mm
0.104mm	0.096mm	0.086mm	0.096mm
0.082mm	0.095mm	0.105mm	0.092mm
0.096mm	0.094mm	0.073mm	0.106mm
0.086mm	0.100mm	0.085mm	0.085mm
0.078mm	0.084mm	0.090mm	0.099mm
0.099mm	0.094mm	0.091mm	0.084mm
0.085mm	0.090mm	0.083mm	0.092mm
0.098mm	0.074mm	0.093mm	0.086mm

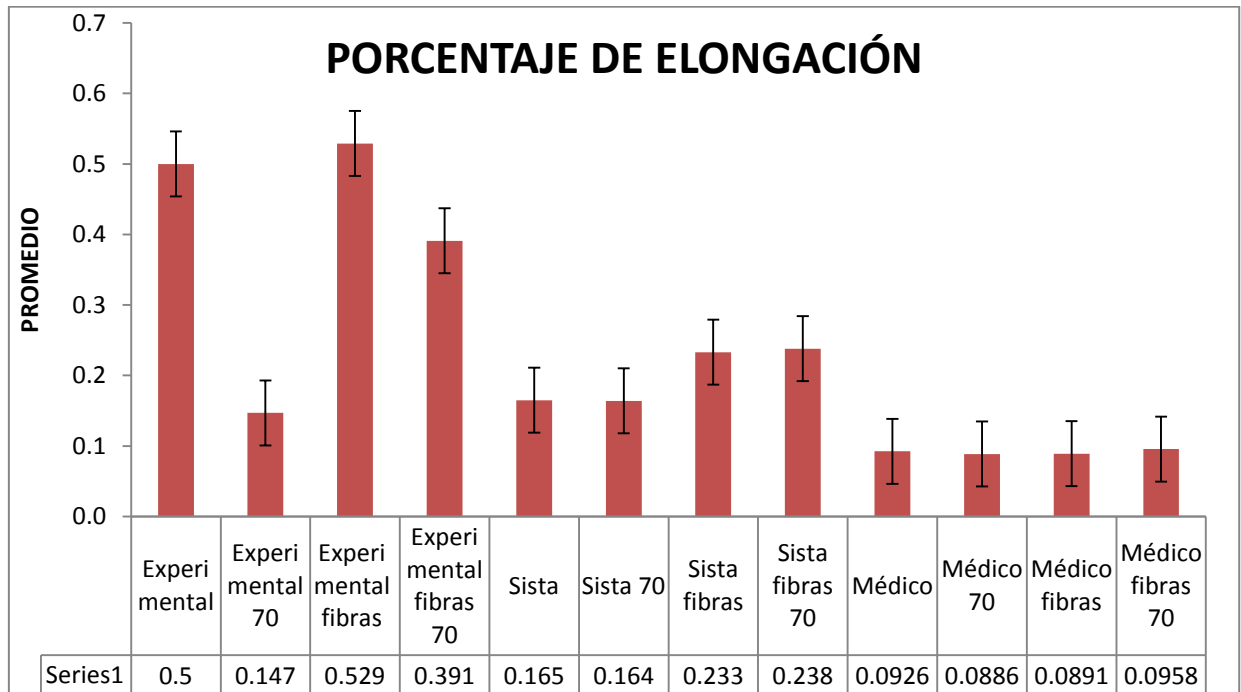
Resultados de porcentaje de elongación obtenidos para silicón Experimental para los grupos C, I, Ñ y T (cuadro 3.2)

Experimental Grupo C	Experimental 70°C Grupo I	Experimental Fibras Grupo Ñ	Experimental Fibras 70°C Grupo T
0.539mm	0.144mm	0.481mm	0.336mm
0.460mm	0.131mm	0.504mm	0.368mm
0.552mm	0.155mm	0.514mm	0.394mm
0.479mm	0.141mm	0.543mm	0.410mm
0.512mm	0.156mm	0.530mm	0.375mm
0.405mm	0.142mm	0.548mm	0.416mm
0.496mm	0.160mm	0.547mm	0.422mm
0.515mm	0.149mm	0.589mm	0.462mm
0.517mm	0.160mm	0.521mm	0.374mm
0.520mm	0.133mm	0.509mm	0.354mm

Resultados de porcentaje de elongación obtenidos para silicón *Industrial Sista* para los grupos E, K, P y V (cuadro 3.3)

Sista Grupo E	Sista 70°C Grupo K	Sista Fibras Grupo P	Sista Fibras 70°C Grupo V
0.161mm	0.150mm	0.219mm	0.172mm
0.192mm	0.161mm	0.229mm	0.253mm
0.148mm	0.172mm	0.231mm	0.258mm
0.138mm	0.152mm	0.222mm	0.218mm
0.155mm	0.157mm	0.227mm	0.246mm
0.180mm	0.170mm	0.240mm	0.232mm
0.159mm	0.178mm	0.233mm	0.236mm
0.198mm	0.161mm	0.229mm	0.243mm
0.148mm	0.153mm	0.261mm	0.264mm
0.168mm	0.183mm	0.236mm	0.256mm

El análisis estadístico se realizó mediante un análisis de varianza ANOVA a una vía, obteniendo una F de tablas de 511.349 (gráfica 1.1)



Gráfica 1.1 Porcentaje de elongación de silicón grado médico, experimental e industrial con y sin agregado de fibras flock.

Los resultados fueron analizados con un post -Ho de Tukey a una “p” ≤ 0.05 encontrando:

- El silicón experimental procesado a temperatura ambiente presenta diferencias significativamente estadísticas con todos los demás grupos, excepto con experimental con fibras procesado a temperatura ambiente siendo este último el que más porcentaje de elongación presentó.

- El grupo de silicón experimental con fibras procesado a 70 °C presenta diferencias significativamente estadísticas con todos los grupos en este estudio.
- En el grupo de silicón experimental procesado a 70°C no existe diferencia estadísticamente significativas con Sista procesado a temperatura ambiente y a 70 °C y si existe diferencias con todos los demás grupos.
- El grupo de silicón Sista procesado a temperatura ambiente presenta diferencias significativamente estadísticas con todos lo grupo excepto con el silicón experimental procesado a 70 °C y con el silicón industrial Sista procesado a 70°C.
- El grupo de silicón industrial Sista con fibras procesado a temperatura ambiente tiene diferencias significativamente estadísticas con todos los grupo excepto con Sista con fibras procesado a 70°C.
- Los grupos de silicón grado médico presentan diferencias estadísticamente significativas con todos los demás grupos, con la excepción de todos los grupos de grado médico que no existen diferencias entre ellos, siendo el grupo que presentó el menor porcentaje de elongación en todas sus modalidades (procesado a temperatura ambiente, procesado a 70°C y con y sin agregado de fibras flock).

Resistencia al desgarre.

Resultados de resistencia al desgarre obtenidos para silicón grado médico

Dragon Skin para los grupos B, H, N y S (cuadro 3.4)

Grado Médico Grupo B	Grado Médico 70°C Grupo H	Grado Médico Fibras Grupo N	Grado Médico Fibras 70°C Grupo S
0.301 MPa	0.254 MPa	0.306 MPa	0.263 MPa
0.258 MPa	0.299 MPa	0.270 MPa	0.303 MPa
0.230 MPa	0.324 MPa	0.270 MPa	0.314 MPa
0.294 MPa	0.332 MPa	0.277 MPa	0.304 MPa
0.301 MPa	0.292 MPa	0.318 MPa	0.334 MPa
0.334 MPa	0.339 MPa	0.324 MPa	0.287 MPa
0.338 MPa	0.341 MPa	0.551 MPa	0.340 MPa
0.301 MPa	0.282 MPa	0.390 MPa	0.336 MPa
0.250 MPa	0.245 MPa	0.329 MPa	0.321 MPa
0.266 MPa	0.316 MPa	0.322 MPa	0.331 MPa

Resultados de resistencia al desgarre obtenidos para silicón experimental para

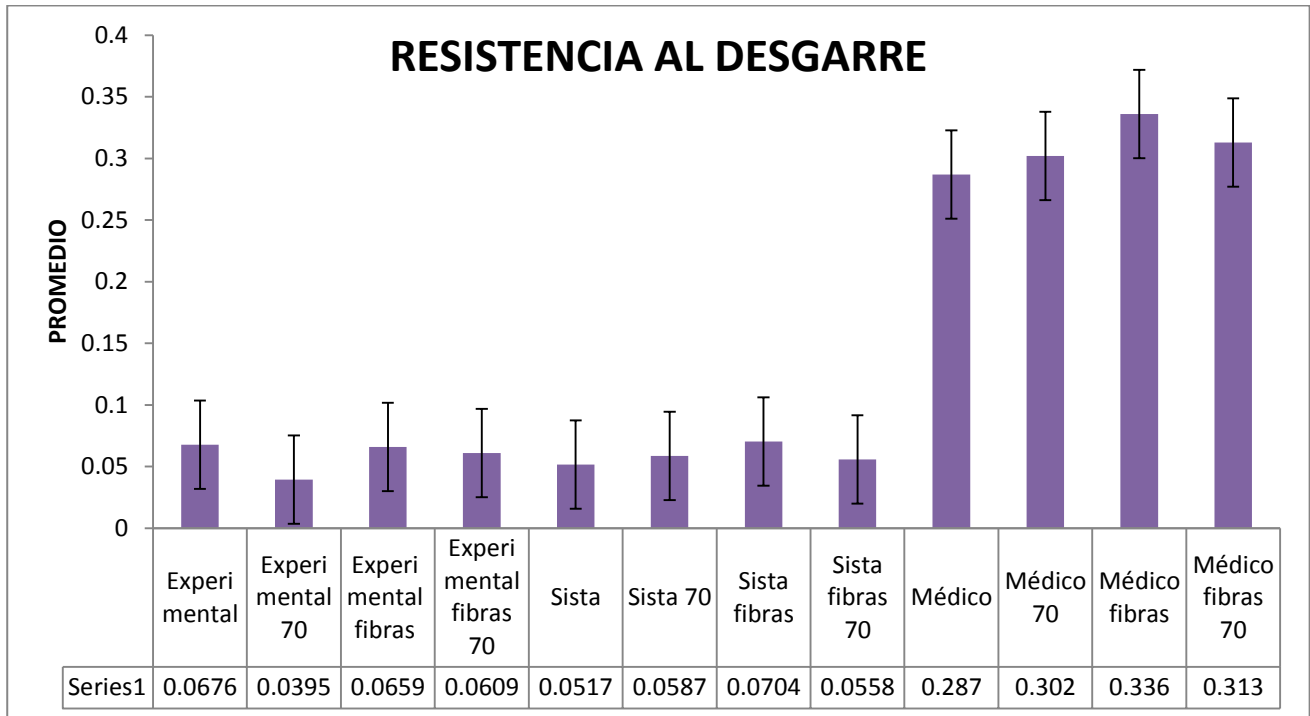
los grupos D, J, O y U (cuadro 3.5)

Experimental Grupo D	Experimental 70°C Grupo J	Experimental Fibras Grupo O	Experimental Fibras 70°C Grupo U
0.094 MPa	0.041 MPa	0.062 MPa	0.058 MPa
0.070 MPa	0.027 MPa	0.082 MPa	0.064 MPa
0.063 MPa	0.022 MPa	0.068 MPa	0.046 MPa
0.062 MPa	0.027 MPa	0.088 MPa	0.090 MPa
0.061 MPa	0.039 MPa	0.070 MPa	0.064 MPa
0.054 MPa	0.039 MPa	0.069 MPa	0.044 MPa
0.051 MPa	0.061 MPa	0.049 MPa	0.049 MPa
0.053 MPa	0.051 MPa	0.052 MPa	0.046 MPa
0.081 MPa	0.046 MPa	0.057 MPa	0.073 MPa
0.087 MPa	0.042 MPa	0.062 MPa	0.075 MPa

Resultados de resistencia al desgarre obtenidos para silicón industrial para los grupos F, L, Q y W (cuadro 3.6)

Sista Grupo F	Sista 70°C Grupo L	Sista Fibras Grupo Q	Sista Fibras 70°C Grupo W
0.054Mpa	0.058Mpa	0.067MPa	0.051MPa
0.052Mpa	0.058Mpa	0.061MPa	0.062MPa
0.051Mpa	0.057Mpa	0.071MPa	0.052MPa
0.058Mpa	0.059Mpa	0.082MPa	0.056MPa
0.048Mpa	0.055Mpa	0.069MPa	0.055MPa
0.051Mpa	0.056Mpa	0.073MPa	0.057MPa
0.051Mpa	0.061Mpa	0.071MPa	0.060MPa
0.060Mpa	0.064Mpa	0.069MPa	0.063MPa
0.045Mpa	0.060Mpa	0.067MPa	0.055MPa
0.047Mpa	0.059MPa	0.074MPa	0.047MPa

El análisis estadístico se realizó mediante un análisis de varianza ANOVA a una vía, obteniendo una F de tablas de 136.406 (gráfica 1.2).



Grafica 1.2. Resistencia al desgarre en Mpa de silicón grado médico, experimental e industrial con y sin agregado de fibras flock.

Los resultados fueron analizados con un post- Ho de Tukey a una $p \leq 0.05$ encontrando:

- El grupo de silicón que presentó mayor resistencia al desgarre fué el silicón grado médico con fibras procesado a temperatura ambiente con 0.336 MPa, presentando diferencias significativamente estadísticas con todos los demás grupos excepto con silicón grado médico procesado a 70°C y silicón grado médico con fibras procesado a 70°C.

- Los silicones grado médico con y sin agregado de fibras flock procesado a 70°C no presentan diferencias estadísticas con los silicones grado médico sin embargo presenta diferencias con todos los demás grupos analizados en este estudio.
- Los silicones experimental e industrial Sista tienen por lo tanto diferencias estadísticamente significativas con todos los grupos de silicones grado médico, y no existen diferencias estadísticas entre grupos experimentales e industriales Sista.
- El silicón que presentó la menor resistencia al desgarre fue el silicón experimental procesado a 70°C.

DISCUSIÓN.

El uso del silicón para reconstrucción facial ha sido utilizado por sus excelentes propiedades mecánicas y su fácil manipulación, dando una excelente apariencia de tejidos blandos, adaptándose y siendo biocompatibles con los tejidos humanos; sin embargo, el realizar una prótesis maxilofacial con un silicón comercial que tenga estas grandes características, eleva el costo de materia prima para el cirujano maxilofacial por lo tanto el costo de colocación de prótesis maxilofaciales para los pacientes es mayor, por tal motivo este estudio, evaluó propiedades como la resistencia al desgarre y el porcentaje de elongación de tres diferentes tipos de silicón, con agregado de fibras flock, proponiendo un silicón experimental el cual reduce los costos, este último mostró ser similar en propiedades como la resistencia al desgarre con silicones industriales Sista, utilizados en la clínica de prótesis maxilofacial de la División de Estudios de Posgrado de la UNAM, sin embargo, con mayor porcentaje de elongación debido a que contiene mayor cantidad de relleno o sílice que los demás tipos de silicones y este produce un cambio en la estructura polimérica del material; además al aumentar la temperatura de procesado a 70°C, la estructura en las cadenas del material no se logra formar adecuadamente produciéndose cambios en peso molecular, cristalinidad y propiedades mecánicas.

Sciamanna,¹⁸ menciona que el comienzo de la descomposición por temperatura de un polímero, produce una resistencia a degradarse, haciendo de la cadena normal una menos estructurada, por lo tanto, se producen zonas amorfas en la estructura del polímero, de esta manera se requiere de mayor energía para poder romper las muestras en elongación y resistencia al desgarre.

En cuanto el agregado de fibras flock al material experimental de silicón muestra en un inicio un aumento en la elongación del material y, posteriormente una ligera disminución de la elasticidad sin llegar a ser menos elástico que un silicón industrial Sista sin relleno, estos resultados son comparables con los reportados por Aziz¹⁹ que menciona que el aumento en la elongación se debe a un alto peso molecular y por lo tanto, se produce un grado de cristalización cuando éste se elonga, y que las cadenas del polímero influyen en las propiedades mecánicas del material.

Wu y cols²⁰, mencionan que la modificación en la superficie de relleno afecta la densidad de entrecruzamiento, así como las propiedades mecánicas de las mismas como se demuestra en este estudio.

Por lo tanto nuestra hipótesis de trabajo se cumple ya que el agregar fibras flock a los diferentes silicones de reconstrucción facial, se crean modificaciones en la estructura del material, produciendo zonas amorfas, por lo mismo este aumento de energía para poder modificar el material; así como el aumento de temperatura haciendo una cadena menos estructurada, y aumentando la elongación y resistencia del material.

Comparando los resultados obtenidos con los resultados de silicón de grado médico, este presenta diferencias significativas, debido a que el silicón experimental propuesto tiene una polimerización por condensación mientras que el grado médico es un silicón por adición, por tal motivo los resultados obtenidos en silicones de grado médico son superiores a los demás grupos. Esto nos da pie a señalar que el silicón experimental propuesto en este estudio puede ser utilizado para reconstrucción facial sustituyendo el uso de silicones industriales dando mejores propiedades a las prótesis, disminuyendo costos y aumentando la duración de las mismas así como la biocompatibilidad.

Resultados reportados por Guerrero y Moreno²¹, en cuanto al porcentaje de elongación, son similares a los reportados en este estudio, ya que de la misma manera los autores mencionan un cambio en la estructura del polímero, provocando un aumento en la energía requerida para la deformación del material; así como estudios realizados por Pacheco²², donde menciona la influencia que tiene la temperatura de procesado, aumentando las propiedades mecánicas del material, tal como se demostró en este estudio. Por otro lado el agregado de fibras flock, a un silicón de reconstrucción facial, disminuye las

propiedades mecánicas del material debido a los defectos o impurezas que se producen en el material, reduciendo la fuerza requerida para deformar el material, como se demuestra en estudios realizados por Dehesa¹⁵.

Los silicones de grado médico son los ideales para su uso en pacientes, por sus grandes propiedades demostradas en este estudio, uno de sus grandes inconvenientes, observados fué su manipulación, debido a la gran cantidad de burbujas de aire generadas durante el espatulado y caracterización del mismo con fibras flock, además de el costo elevado; comparado con el silicón experimental propuesto en este estudio, es que el costo es mucho más bajo y su manipulación evita la formación de estas burbujas de aire generando una superficie sin defectos en el material y por lo tanto mejores propiedades mecánicas.

Por otro lado los silicones industriales Sista, utilizados en la clínica, tienen el inconveniente de liberación prolongada de ácido acético, el cual puede provocar alergias, por lo tanto este estudio propone que estos tres tipos de silicón sigan siendo estudiados y se realicen estudios de biocompatibilidad tanto para el silicón industrial y el silicón experimental propuesto en nuestro estudio.

CONCLUSIONES.

En base a los resultados obtenidos en este estudio concluimos lo siguiente:

- Se acepta la hipótesis de trabajo, debido a que el aumento de temperatura de procesado influye en las propiedades mecánicas, aumentando las mismas; así como el agregado de fibras flock disminuyen estas propiedades. Por lo tanto se rechaza la hipótesis nula.
- La temperatura de procesado influye en las propiedades mecánicas del material, cuando son sometidas a 70 °C, ya que se obtuvieron mejores resultados en elongación y desgarre con este aumento de temperatura.
- La polimerización por degradación térmica crea zonas amorfas en el polímero, aumentando las propiedades físicas del material y necesitando mas energía, para lograr la ruptura del material.
- El uso de fibras flock en los diferentes tipos de silicones utilizados para realizar prótesis maxilofaciales, disminuye las propiedades mecánicas de elongación y de resistencia al desgarre provocando en el material una deformación con menor carga aplicada, y tenga una elasticidad menor en comparación con un silicón sin fibras flock.

- Se mejoró el tiempo de polimerización de los diferentes silicones, optimizando el tiempo de trabajo del protesista maxilofacial, ante la confección de dichas prótesis.
- Se propone que se siga estudiando el silicón experimental, en cuanto a su biocompatibilidad.

BIBLIOGRAFÍA.

- ¹ Beumer. John. Maxillofacial Rehabilitation: Prosthodontic & Surgical Considerations. 1996, St. Louis Missouri, Inc. USA.
- ² Warth Peter, Eppley Barry, Schmelzeisen Rainer. Maxillofacial Trauma and Esthetic Facial Reconstruction. 2003, Elsevier, USA.
- ³ 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.
- ⁴ Lai JH, Wang LL, Ko CC, DeLong RL, Hodges JS. New Organosilicon Maxillofacial Prosthetic materials. *Dent Mater* 2002; 18:281-6.
- ⁵ Aziz T, Waters M, Jagger R. Development of a new poly (dimethylsiloxane) maxillofacial prosthetic material. *J Biomed Mater Res* 2003; 65:252-61.
- ⁶ Conroy, B.F., The History of facial prostheses. *Clinics in plastics Surg.* 10 (4): 689-707, 1983.
- ⁷ Standard test Method for Rubber Property-Elongation at Specific Stress D 1456-86 (reapproved 1996).
- ⁸ Omar A. Gutierrez Gauque. Facial prostheses: an alternative of rehabilitation for children and adults. Vol. 9, Núm. 2, Junio 2009. 37(2) 95-102.

⁹ Hatamleh MM, Watts DC. Porosities and bonding of Maxillofacial Silicone Elastomer with embedded glass fiber-bundles. *Int J. Anaplast* 2008; 2:15-23.

¹⁰ Lai J. H, Hodges J. S, Effects of processing parameters on physical of the silicone maxillofacial prosthetic materials, *Dental Materials* 15 (1999), 450-455

¹¹ R.E. McKinstry fundamentals of facial prosthetics. 1995, 77-97

¹² Vidyashree Nandini-k. Chandrasekharan, A method of fabrication of and extensive facial prosthesis. *Trends Biomater. Artif. Organs*,16, 81-82. 2003.

¹³ Dres. Jose A. Seijjo Cortez y Enrique Hernández- Perez, Silicona de grado médico inyectable. Centro de dermatología y cirugía cosmética, San Salvador, el Salvador. *International Journal of cosmetic medicine and surgery*, 8, 1 2006.

¹⁴ Marcelo Goiato Coelho, Paula Riveiro Do Prado, Evaluación de la deformación de dos siliconas para prótesis faciales, influencia de la pigmentación y desinfección química. Centro de Oncología Bucal de la Facultad de Odontología de Aracatuba, UNESP, 2010

¹⁵ Jesus Emmanuel Dehesa Justiniano, Guerrero Ibarra Jorge. Influencia de la caracterización con fibras flock en las propiedades mecánicas de un silicón grado médico para reconstrucción fácil. Tesina. 2011

¹⁶ Standard test method for rubber property at specific estress ASTM D 624-00 (reapproved 1996)

¹⁷ Standard test method for rubber property- elongation at specific estress ASTM D 1456-86 (reapproved 1996)

¹⁸ R.Sciamanna, C. Albano. Influencia del medio físico químico en la descomposición térmica de materiales poliméricos bio absorbibles. Información tecnológica.9, 6: 1998.

¹⁹Aziz T,Waters M, Jagger R. Development of a new poly (dimethylsiloxane) maxillofacial prosthetic material. J Biomed Mater Res 2003; 65:252-61

²⁰ Wu J, Huang J, Naisheng C, Congrong W, Chen Y. Preparation of modified ultra-fine mineral powder and interaction between mineral filler and silicone rubber. Journal of materials processing technology 2003; 137:40-44.

²¹ Yoshamín Abnoba Moreno Vargas, Guerrero Ibarra Jorge, Desarrollo de un material polidimetil- siloxano (PDMS)-silice para construir prótesis de tejidos blandos monitoreando dureza y propiedades mecánicas. Tesis de maestría, 2011.

²² Edmundo Pacheco Garduño, Guerrero Ibarra Jorge. Influencia de la técnica de procesado en las propiedades mecánicas de un silicón industrial usado para reconstrucción de tejidos blandos. Tesis. 2011.