



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**TRABAJO TERMINAL ESCRITO DEL PROGRAMA DE
TITULACIÓN POR ALTO PROMEDIO (TAP)**

**INFLUENCIA DE LA ESTERILIZACIÓN POR AUTOCLAVE
EN LA RESISTENCIA AL DESGARRE DE TRES
DIFERENTES SILICONAS DE RECONSTRUCCIÓN
FACIAL CARACTERIZADAS.**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A:

OSMAR ALEJANDRO CHANES CUEVAS

TUTOR: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



DEDICATORIA

Primero que nada quiero agradecer a la gran familia que tengo, por haberme apoyado en todo momento; a mis padres Alejandro y Rosalía quienes me enseñaron, educaron y me dieron la mejor herencia que los padres pueden dejar a sus hijos, una carrera profesional. Sin ustedes este logro así como muchas otras cosas en mi vida no hubieran sido posibles.

En esta vida hay muchas cosas por las cuales agradecer y aunque hay muchas personas a las que debo decirles gracias, aquí pondré a las más relevantes. Pido una enorme disculpa a todos aquellos que no aparecen explícitamente, esperando lleguen a identificarse con el "gracias a todos".

Yadhir que has sido mi compañero de toda la vida y que juntos hemos aprendido a superar lo que se nos presenta en el camino.

A la familia Chanes Velasco que me recibió y cuidó en su casa mientras cumplía el sueño de terminar la carrera, a mi abuelito Javier Chanes gracias por enseñar los valores de respeto, disciplina y responsabilidad pues sin ellos no hubiera sido la persona que soy y que, aunque ya te adelantaste en el camino, sé que nos cuidas desde allá.

A la familia Bello Cuevas, a todos mis primos, primas, tíos y tías gracias por apoyarme en uno de los momentos más difíciles en mi vida que fue el inicio de mi carrera, por recibirme en sus casas, por estar al pendiente de mí y por nunca dejarme que me sintiera solo.

A mis tíos Amando, Neftali e Israel Bello Cuevas que se nos adelantaron pero que siguen siendo parte de la vida en esta gran familia.

En resumen:

Muchas gracias a todos.



AGRADECIMIENTOS

A la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México por darme la oportunidad de formarme como cirujano dentista.

Al Mtro. Jorge Guerrero Ibarra profesor e investigador en el área materiales dentales de la facultad de Odontología, UNAM. Quien fue mi profesor de carrera y que siempre compartió sus conocimientos, le agradezco infinitamente por ser mi tutor durante mi estancia en la facultad, por guiarme en este proyecto y por brindarme su amistad.

Al laboratorio de investigación de materiales dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Universidad Nacional Autónoma de México y a los que elaboran en él, por permitirme realizar este trabajo.



INTRODUCCIÓN:

Un Odontólogo especialista en prótesis maxilofacial es el miembro del equipo de salud interdisciplinario que proporciona el tratamiento protésico idóneo a los pacientes con un defecto facial y eventualmente en el resto del cuerpo como resultado de la enfermedad, trauma, o anomalías del nacimiento.^{1,2}

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

Aún no se encuentra el material ideal para prótesis facial, pero en las últimas décadas se han realizado muchas mejoras; en la actualidad se ha establecido a las siliconas como un material con las propiedades más cercanas a las deseables.

Los requisitos de un material ideal son³:

- ♦ No debe ser tóxico
- ♦ No debe ser alergeno
- ♦ Resistente a la intemperie
- ♦ Resistente a las manchas de envejecimiento
- ♦ Resistente a las secreciones corporales (sebáceas, nasales y salivales)



Las siliconas utilizadas deben tener propiedades mecánicas como:

- ♦ Alta resistencia al desgarre
- ♦ Resistencia a la tracción y ruptura
- ♦ Una dureza adecuada similar a la de la piel
- ♦ Unión suficiente y eficaz a las estructuras remanentes

Junto a estos requisitos mínimos se requiere también que todo esto no se vea afectado al utilizar pigmentos para darle la caracterización necesaria y asimilarlo en cuanto a color de la piel remanente del paciente.⁴



ÍNDICE DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN.....	3
ÍNDICE.....	5
CAPÍTULO I	
ANTECEDENTES	
1.1 Historia.....	6
1.2 Siliconas.....	9
1.3 Pigmentos en prótesis faciales.....	17
1.4 Norma ASTM.....	22
1.5 Resistencia al desgarre de siliconas maxilofaciales.....	24
1.6 Esterilización.....	27
CAPÍTULO II	
DISEÑO EXPERIMENTAL	
2.1 Planteamiento del problema.....	32
2.2 Justificación del estudio.....	32
2.3 Objetivo general.....	33
2.4 Objetivos específicos.....	33
2.5 Hipótesis.....	34
CAPITULO III	
METODOLOGÍA	
3.1 Criterios de inclusión.....	35
3.2 Criterio de exclusión.....	35
3.3 Variables dependientes.....	35
3.4 Variables independientes.....	36
3.5 Material y equipo.....	36
3.6 Tamaño de la muestra.....	37
3.7 Método.....	38
RESULTADOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICOS.....	49
DISCUSIÓN.....	53
CONCLUSIÓN.....	55
ANEXOS.....	56
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	58



CAPÍTULO I

ANTECEDENTES

1.1 Historia

La idea de utilizar prótesis faciales se remonta a épocas antiquísimas, desde el desarrollo de la civilización egipcia, 3200 años antes de Cristo.^{5,6} Posteriormente documentos romanos mencionan la sustitución de ojos como alternativa de mejoramiento estético, a pesar de los rudimentos técnicos de la época. Little y Gilberty, Pierre Fauchard, Claude Martin, y posteriormente Kansanjian-Converse fueron algunos de los autores intelectuales de trabajos en la época contemporánea.

Entre los primeros materiales utilizados para la reconstrucción maxilofacial, 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 glicerina⁷, el cual 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.⁶

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



Las siliconas son consideradas 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, es por ello que se han usado en la medicina desde 1945.⁸

En la actualidad, las prótesis maxilofaciales 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. La búsqueda de un material ideal para la rehabilitación protésica de pacientes con deformaciones faciales, existe como se ha mencionado anteriormente desde inicios de la época egipcia.⁹ Varios son los materiales actualmente usados para la confección de las prótesis maxilofaciales, como los polidimetil siloxanos (siliconas), los poliuretanos, el polietileno clorenatado y el vinil plastisol, ya que estos satisfacen la mayoría de los criterios establecidos de materiales para prótesis faciales,¹⁰ puesto que simulan tejidos lo más cercano a la realidad, además de presentar flexibilidad y resiliencia similares a dichos tejidos.¹¹

De los materiales mencionados arriba, las siliconas fueron utilizadas como material de elección por presentar superioridad con respecto a las propiedades físicas. Según Montgomery y otros,¹² las siliconas presentan adecuada estabilidad de color, repelencia al agua, sangre y materiales orgánicos; No son tóxicas y tampoco permiten la colonización bacteriana.

Muchas de las propiedades físicas y mecánicas de las siliconas deben ser tomadas en consideración para la utilización de este material en la confección de las prótesis maxilofaciales. Una necesaria característica es la resistencia al desgarre, indicadora de la integridad marginal y de la durabilidad clínica del material. Otra cualidad debe ser la recuperación elástica, necesaria para evitar alteraciones o distorsiones durante el enmuflado de la pieza protésica, o



durante la manipulación que realizan diariamente los pacientes a sus prótesis maxilofaciales como es la instalación, remoción y limpieza de la misma.¹³

Dentro de las propiedades mecánicas de los materiales utilizados para la confección de las prótesis maxilofaciales; se considera a la deformación como la importante en relación a la estética, durabilidad y cuidados en el procesamiento del material. Un buen trabajo protésico depende de un buen modelo y que a la vez depende, entre otros factores, de una impresión sin distorsiones.¹⁴

1.2 Siliconas

La silicona (Fig.1) es un polímero sintético que se encuentra constituido por la combinación orgánica de silicio-oxígeno y ramificaciones de diferentes tipos, las cuales determinan el tipo de silicona resultante.

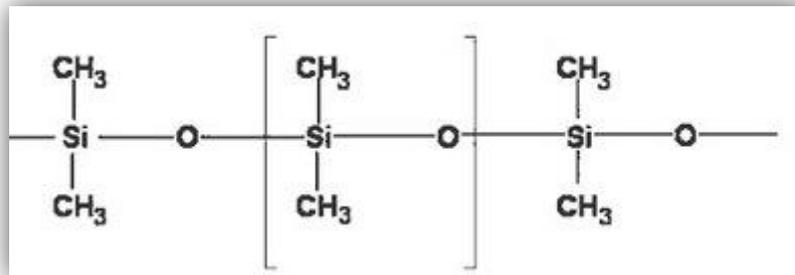


Fig. 1 Estructura de la silicona Polidimetilsiloxano (PDMS)

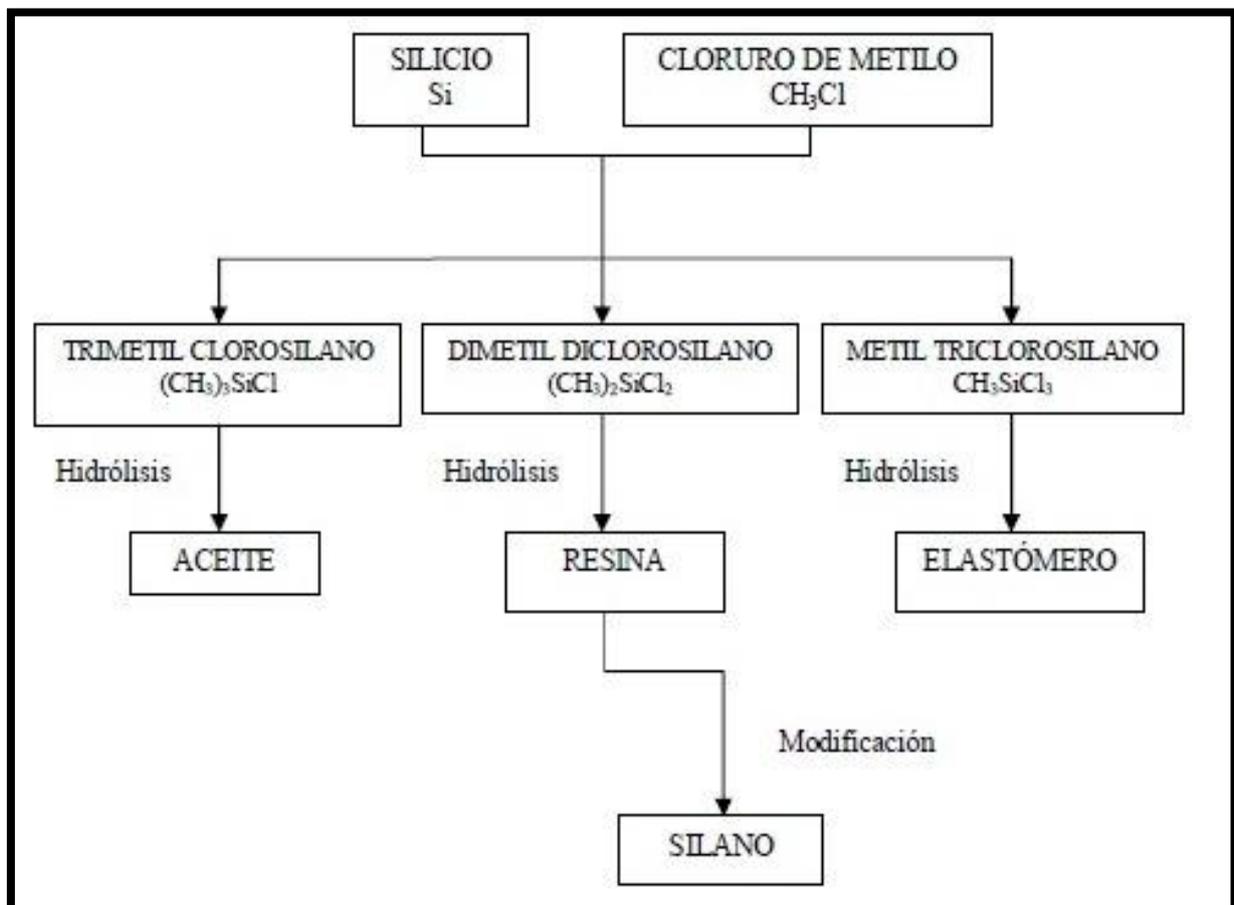
1.2.1 Síntesis de la silicona

Las materias primas para llevar a cabo la producción de la silicona, son el silicio y el cloruro de metilo.

El silicio no se encuentra como un elemento libre en la naturaleza. Para su obtención, el cuarzo o diatomita se debe solubilizar en un medio ácido, esta mezcla se lava y quema para obtener el dióxido de silicio o silica (SiO₂). Posteriormente al dióxido de silicio se le mezcla con carbón y se le aplica energía mediante arco eléctrico, seguida de una refinación para obtener silicio con una pureza del 99.7%.

El cloruro de metilo también conocido como clorometano o monoclorometano se obtiene de la cloración del metano, que es una fracción en estado gaseoso del petróleo.¹⁵

La reacción entre estos dos materiales produce clorosilanos que pueden ser de tres tipos (Cuadro 1). Y de acuerdo a la reacción de estos tres compuestos en la hidrólisis se obtienen diferentes grados de silicona.¹⁵



Cuadro 1.- Tipos de silicona



1.2.1.1 Trimetil Clorosilano ($(\text{CH}_3)_3\text{SiCl}$ (Aceite de silicona).

Los aceites de silicona son líquidos con apariencia clara similar al agua, cuyas propiedades se derivan de su estructura molecular. No son tóxicos, presentándose en grados de elevada y baja fluidez.¹⁵

Este tipo de siliconas se obtiene de la hidrólisis del trimetilclorosilano, cuya reacción se obtiene de un dímero que imparte repelencia al agua y que le confiere cualidades hidrófobas. Debido a su unión molecular son resistentes a varios reactivos químicos.

Todos los aceites de silicona son inertes y no tóxicos, sólo cuando entran en contacto con los ojos pueden producir conjuntivitis pasajera.¹⁵

1.2.1.2 Dimetil Diclorsilano ($(\text{CH}_3)_2\text{SiCl}_2$ (Resinas de silicona).

Estas siliconas se obtienen de la misma manera que los aceites de silicona pero con otra molécula que es dimetilclorosilano, de esta reacción se produce un polímero de siloxano con enlaces cruzados.

Presenta una alta estabilidad a elevadas y bajas temperaturas, es un buen aislante térmico y eléctrico, además de poseer propiedades hidrófobas lo que lo hace un material con excelentes propiedades aisladoras.

La resistencia a la colonización bacteriana que presenta la silicona es muy semejante a un fungicida, utilizándose para proteger monumentos o edificios expuestos a la intemperie, ofreciendo una capa protectora frente a agentes oxidantes como el ozono y radiaciones ultravioleta sin requerir aditivos.¹⁵



1.2.1.3 Metil Triclorosilano $\text{CH}_3 \text{SiCl}_3$ (Elastómeros de silicona).

El metiltriclorosilano, al reaccionar con agua y después unirse en forma repetida, crea un polímero entrecruzado que presenta cualidades de elasticidad y resistencia a la temperatura.¹⁵

Las uniones Si-O son muy semejantes a las del vidrio, presentando resistencia a elevadas temperaturas, a la oxidación por contacto con el ozono y radiación por UV. Los radicales metilo pueden ser cambiados por radicales fenilo, vinilo o en casos excepcionales por grupos fluoruro. Estos cambios les confieren diferentes características.¹⁵

Para indicar la diferencia entre estos tipos de silicona con distintas características la *American Society for Testing and Materials* (ASTM) en la norma D1418 asigna la siguiente clasificación:

- Las letras MQ designa a las siliconas con radicales metilo.
- Las letras VMQ designa a las siliconas que posee radicales vinilo.
- Las letras FMQ designa a las siliconas que posee radicales fluoruro.

En la práctica también existen formas de clasificar a las siliconas de acuerdo a su forma de vulcanización.

- RTV1 (Room Temperature Vulcanization 1): Vulcanizan a temperatura ambiente y se elaboran a partir de un componente.
- RTV2 (Room Temperature Vulcanization 2): Elastómero de silicona que endurece a temperatura ambiente y se forma con dos componentes.
- HTV (High Temperature Vulcanization): Elastómero que requiere de calor para endurecer.



A.- Elastómeros de silicona RTV1

Este elastómero normalmente es proporcionado por el fabricante en forma de cartucho o tubos, con una consistencia que varía entre fluida o pasta blanda.¹⁵

La velocidad de la vulcanización dependerá de la humedad relativa, y del espesor de la capa aplicada, durante este proceso desprenderá pequeñas cantidades de aminas, ácido acético dependiendo del tipo de catalizador usado.

Diferentes mecanismos de curado están disponibles en los sistemas RTV1. Los dos tipos más utilizados son el acetoxi, que produce ácido acético como subproducto, y alcoxi, que produce el alcohol metílico.¹⁶

Los elastómeros de silicona RTV1 resisten temperaturas de hasta 180°C, y sufren cambios dimensionales al tener contacto con disolventes (ésteres, cetonas, etc.) estos cambios desaparecen al evaporar el disolvente.

Los elastómeros RTV1 cuentan con una buena adherencia a materiales como el vidrio, cerámica, plásticos y varios metales, por lo cual tienen su principal aplicación en productos de sellado, adhesivo y recubrimiento de superficies.¹⁵



B.- Elastómeros de silicona RTV2

Las siliconas RTV2 contienen un grupo silanol (SiH_3OH) que retícula por medio de endurecedores a base de Alcoxisilanos, esto determinará el tiempo de vulcanizado.¹⁵

Los RTV2 tienen una presentación de dos componentes, y la razón por la cual se proporcionan por separado es para asegurar que la reticulación se lleve a cabo hasta realizar la mezcla de estos dos componentes.

Estos tipos de elastómero RTV2 se presentan en diferentes grados de consistencia:

- Verticales: Posee bajos índices de viscosidad, considerándose como pastas fluidas.¹⁵
- Extensibles: Presentan mayor viscosidad y pueden fluir, sobre superficies verticales y horizontales.¹⁵
- Extensibles estables: Presentan características semejantes al anterior pero no pueden fluir en superficies verticales hasta haber alcanzado un espesor de 1 cm.¹⁵
- Amasables: Elevada viscosidad, presentando una consistencia muy espesa, requiriendo la mezcla de sus componentes por amasado y no por agitación.¹⁵

Además de la consistencia otra característica importante de los elastómeros de silicona RTV2 es el tipo de polimerización que presentan, ya sea por adición o por condensación.



Curado por condensación:

Las siliconas RTV-2 de curado por condensación requieren la agregación de un catalizador que puede ser líquido o pastoso.

Este tipo de elastómeros de silicón RTV2 curan a temperaturas entre 0°C y 80°C (a temperaturas superiores a 80°C la reacción de reticulación se invierte: causando un elastómero defectuoso o de consistencia líquida).¹⁷

El catalizador usado en este tipo de siliconas es usualmente el octoato de estaño, y requiere para su correcta polimerización pequeñas concentraciones de humedad tanto en la base como en el aire. La reacción de reticulación elimina un alcohol de bajo peso molecular, por lo general etanol o propanol. El material no se puede utilizar hasta que todo el alcohol formado se ha evaporado. La evaporación causa una reducción en el peso y una contracción tridimensional del material.¹⁷

Curado por adición:

Las siliconas por adición son materiales basados en siliconas terminadas en vinilo, siliconas terminales en hidrógeno y un ácido cloroplatínico como catalizador.

Los elastómeros de silicona RTV2 de curado por adición son proporcionados en dos componentes (A y B). Los componentes siempre deben ser mezclados en la proporción 1:1 (una proporción diferente por lo general produce una curación incompleta y alteraciones en sus propiedades).

Estos elastómeros de silicona RTV2 puede ser entrecruzado a temperaturas entre 10°C y 200°C. Ya que la reacción no genera subproductos, por lo que no hay reversión de la reacción de reticulación a temperaturas elevadas, ni la contracción química. Por lo tanto puede ser utilizado inmediatamente después del desmoldeo.¹⁷



C.- Elastómeros de silicona HTV

Los primeros desarrollos de silicona vulcanizado en caliente utilizan grupos metílicos que requieren mayor temperatura y tiempo. Posteriormente éstos fueron reemplazados por peróxidos orgánicos que se utilizan del 0.5 al 3% dependiendo del porcentaje de oxígeno activo, sin reducir propiedades del elastómero de silicón.¹⁵

Vulcaniza por efecto de temperaturas superiores a 100°C con auxilio de peróxidos orgánicos.¹⁵

Dentro de sus principales propiedades se encuentra su tolerancia a elevadas y bajas temperaturas sin perder sus propiedades mecánicas, presenta repelencia al agua, resistencia a la intemperie y a la colonización bacteriana, puede ser combinado con otros materiales y posee una buena flexibilidad.

Las principales aplicaciones de este tipo de material son: membranas y fuelles para suministrar medicamentos, máscaras de respiración y diafragmas de regulación, tapones para botellas de medicamentos, revestimiento de cables, y fabricación de catéteres no incrustables, etc.



1.3 Pigmentos en prótesis faciales

Los pigmentos son sustancias que al mezclarse con algún vehículo o líquido se disuelven, dando el efecto de color a los materiales de tinción.¹⁸

La pureza química de un pigmento varía, algunos pigmentos son compuestos simples casi puros o de alta pureza, otros en cambio, contienen elementos menores, ya sea como impurezas naturales o como resultado de los ingredientes añadidos durante la fabricación para modificar el color.

La nomenclatura de los pigmentos puede ser confusa, un solo color puede ser conocido por muchos nombres o dos colores totalmente diferentes pueden ser conocidos por el mismo nombre; un ejemplo de esto es el blanco de titanio, que también es conocido como dióxido de titanio, anatasa o rutilo.¹⁸

Los pigmentos se pueden clasificar de acuerdo a su componente principal en: pigmentos orgánicos y pigmentos inorgánicos.

- Los pigmentos orgánicos: son aquellos derivados de carbono e hidrógeno; tiene una vida útil limitada y son más susceptibles a la descomposición en la exposición a condiciones ambientales adversas.

El término "orgánico" se puede aplicar a los pigmentos de un animal, vegetal o sintético.

- Los pigmentos inorgánicos: no son formados por carbono e hidrógeno; éstos contienen átomos de metal. El término inorgánico puede ser aplicado a los pigmentos de origen mineral. Pigmentos inorgánicos pueden ser tierras nativas (ocre, ocre crudo) calcinado tierras nativas (sombra tostada, siena tostada) o sintético (óxido amarillo de cadmio, zinc).



Con base a esto Jhon J. Gary DDS, refiere que se ha desarrollado una lista de pigmentos de acuerdo a los nombres de índice de color según la norma ASTM 22 y 23 para clasificar a los pigmentos (Cuadro 2).¹⁸

Nombre común	Nombre/número	Tipo/Clase	Fórmula Química
Negro	Negro 9 (PBk 9)	Inorgánico/sintético	C.xCaPO ₄
	77267	Carbón Negro	Huesos calcinados de animales
Azul cobalto	Azul 28 (PB28)	Inorgánico/sintético	CoAl ₂ O ₄
	77346	Óxido de metal mezclado	Óxido de cobalto calcinado/Óxido de aluminio
Verde	Verde 23 (PG23)	Inorgánico	
	77009		Silicatos ferrosos de aluminio y magnesio
Carmesí	Rijo 83 (PR83)	Orgánico/Sintético	C ₁₄ H ₈ O ₄
	58000.1	Antraquinona	Sal de calico
Violeta	Rojo 101 (PR101)	Inorgánico/sintético	Fe ₂ O ₃
		Óxido de hierro	Óxido de hierro producido químicamente.
Cadmio, bario, de color rojo (medio)	Rojo 108:1 (PR 108:1)	Inorgánico/sintético	CdS.xCdSe.yBaSo ₄
	77202.1	Cadmio	Cadmio, sulfuro de selenio precipitado w/BaSO ₄
Blanco de titanio	Blanco 6 (PW6)	Inorgánico/sintético	TiO ₂
	77891	Blanco opaco	Dióxido de titanio con óxido de zinc
Amarillo Ocre	Amarillo 43 (PY43)	Inorgánico	Fe ₂ O ₃ .H ₂ O
	77492	Óxido de hierro	Óxido de hierro hidratado de mineral de limonita

Cuadro 2.- Colores de pigmentos.- Se mencionan con el nombre común del pigmento, la sombra natural, seguida por el nombre y el número de índice de color



Gary DDS y J John J. mencionan que la pigmentación del material protésico se realiza frente al paciente y lo clasifican en:¹⁸

- **Intrínseco.-** tiene por objeto igualar la coloración base de la piel del paciente.
- **Extrínseco.-** en el cual se termina de caracterizar la prótesis de forma externa.

1.3.1 Otros pigmentos

Las **fibras flock** (Textiles) son otros de los pigmentos utilizados para caracterizar una prótesis facial, estas fibras están compuestas de polvo de fibras o recortes de fibras de diversas longitudes y grosor, procedente de fibras naturales o químicas. Según el tipo de flock utilizado (su longitud y cantidad aplicada) se obtiene una superficie similar a la del afelpado o de terciopelo.

Estas fibras se obtienen como se ha dicho a partir del molido de residuos de hilado, con diferentes longitudes, sus características están condicionadas por el tipo de materiales utilizados para la confección de las mismas.

En la confección de prótesis facial se utilizan como caracterización intrínseca, permitiendo un camuflaje que permite la apariencia de diversos tonos de piel las cuales son apropiadas en las prótesis faciales.¹⁸

Las fibras flock pueden ser:

- ❑ Fibras naturales (Fig.2); como el algodón que son sensibles a la presión y da el llamado efecto de escribir que es conocido como el efecto ante (cuero natural).¹⁸



Fig.2 Fibras flock tono verde

- ❑ Semi-sintético (regenerada); es muy sensible a la presión (Fig.3). Las marcas continúan incluso después de que la presión desista.¹⁸



Fig. 3 Fibras flock tono rojo

- ❑ Materiales puramente sintéticos; como poliamida, poliacrilonitril y poliéster (Fig.4) tiene muy buena capacidad de recuperación.¹⁸



Fig.4 Fibras flock tono anaranjado y amarillo

Por el tipo de fabricación conviene distinguir entre flock de corte de precisión y flock molido:¹⁹

- El primero está compuesto únicamente por fibras monofilamentosas para hilatura.¹⁹

La longitud de la fibra es variada pero puede oscilar entre 1.3 y 5.0mm.

- Los flocks molidos proceden de materias primas naturales (algodón) o bien de los desechos de fibras; cabe destacar que en este método se pueden distinguir tres tipos de grosor (fino, medio y grueso).¹⁹

Las calidades comerciales ofrecidas incluyen diversas calidades de superficie: brillante, semimate y mate; con corte lobular, redondo o trilobal (Fig. 5), siendo estos factores que influyen en el aspecto óptico.

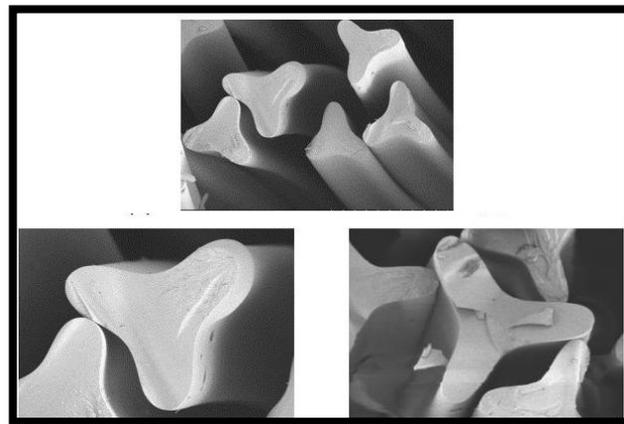


Fig. 5 Corte Trilobal

1.4 Norma 624 ASTM (Prueba de desgarre)

Esta norma describe el método de ensayo de los procedimientos para medir la propiedad de resistencia al desgarre del caucho vulcanizado convencional y de elastómeros termoplásticos.²⁰

Significado y Uso

La resistencia al desgarre puede estar afectada en un alto grado por anisotropía de los hules inducida por esfuerzo, así también como por la distribución del esfuerzo, el valor de deformación, y tamaño del espécimen.

La significancia de esta prueba puede estar determinada sobre una aplicación individual en base a un producto desarrollado.²⁰

Resumen del método de ensayo

La prueba consiste en medir la fuerza requerida para romper o desgarrar completamente el espécimen de prueba.

En la norma ASTM D 624-00 se mencionan las dimensiones del espécimen de la prueba (Fig. 6).

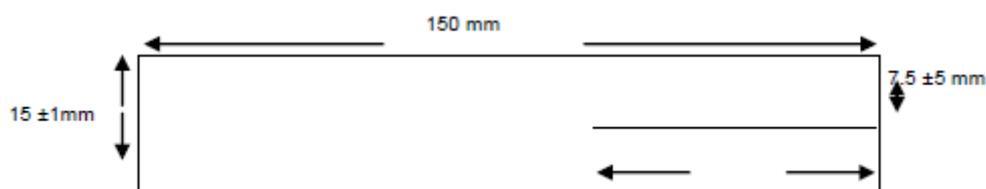


Fig. 6 Dimensiones para la prueba de desgarre.



La fuerza de desgarre es aplicada en una máquina para prueba de tensión operada sin interrupción a una velocidad constante.²⁰

Se requiere de una máquina universal de pruebas mecánicas cuyo desplazamiento sea a una velocidad uniforme 100 +/- 20 mm/s. Para calcular la resistencia al desgarre se emplea la siguiente fórmula:

F= Fuerza utilizada (N)

Ts= Desgarre (N/mm)

d= Espesor de la probeta (mm)

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



1.5 Resistencia al desgarre de siliconas maxilofaciales

En diversos estudios se han investigado las propiedades mecánicas de la silicona (elastómeros) para uso maxilofacial y las características de unión que poseen.

Para realizar dichos estudios se utilizan una amplia variedad de pruebas, métodos y normas, haciendo esto imposible las comparaciones directas entre estos estudios. Por ejemplo, la resistencia al desgarre de la silicona maxilofacial es un fenómeno complejo y depende en cierta forma de las muestras de ensayo (es decir, su longitud, el corte y grosor) así como también de la velocidad de la cruceta de la máquina universal de pruebas.

Como se ha mencionado los materiales de uso maxilofacial se componen por lo general de un elastómero polidimetilsiloxano (PDMS) y se utilizan para remplazar partes perdidas de la cara, las cuales se perdieron debido a una enfermedad o por trauma.

En la exigencia clínica, la propiedad física más importante de la silicona de reconstrucción facial es la resistencia al desgarre.

Dicha resistencia del PDMS maxilofacial es extremadamente importante, especialmente en el delgado margen circundante nasal y prótesis oculares.

Este margen delgado ayuda a enmascarar la presencia de una prótesis facial al tejido circundante. Los márgenes delgados de la prótesis se pegan habitualmente con adhesivo médico en la cara de los pacientes.

Cuando la prótesis facial es retirada para su limpieza, los delgados márgenes son susceptibles a la rotura. El uso de la prótesis facial se encuentra en un permanente desgaste; por lo tanto, es importante que una silicona de reconstrucción facial posea una alta resistencia.



En un estudio realizado por Muhanad M. Hatamleh de la universidad de Manchester que lleva por título *Mechanical propieties and bonding of maxilofacial silicone elastomers* comparó la resistencia al desgarre de tres diferentes siliconas comerciales analizando sus resultados con la prueba ANOVA de una vía, Bonferroni y Dunnett’s T3 post hoc ($P < 0.05$) obteniendo los resultados mostrados en el cuadro 3:

Propiedad	TechSil	Cosmesil (M511)	Cosmesil (Z004)
Resistencia al desgarre (kN/m)	6.55	6.52	7.04

Cuadro 3.- Resultados resistencia al desgarre *Mechanical propieties and bonding of maxilofacial silicone elastomers*

Los resultados mencionados arriba se analizaron bajo las condiciones en que dichas siliconas no fueron sometidas al proceso de esterilización y no se les agregó ningún aditivo (pigmento), y la forma de polimerización se realizó de la siguiente manera:

Silicona comercial	Proceso polimerización
TechSil	Polimerizado por calor durante 2 hrs a 100°C
Cosmesil (M511)	Polimerizado por calor durante 1 hr a 100°C
Cosmesil (Z004)	Polimerizado por calor durante 1 hr a 100°C



Otra investigación de la facultad de medicina de la universidad de Gales, Tariq Aziz publicó un artículo que lleva por título *Analysis of the properties of silicone rubber maxilofacial prosthetic materials*, este estudio evaluó la resistencia al desgarre de cinco siliconas de reconstrucción facial analizando sus resultados con la prueba ANOVA de una vía, el método Bonferroni ($P < 0.05$) obteniendo los resultados que se observan en el cuadro 4:

Propiedad	Cosmesil	Cosmesil HC	Factor II	Prestige	Nusil
Resistencia al desgarre (N/mm)	4.87	15.55	17.63	4.53	14.45

Cuadro 4.- Resistencia al desgarre *Analysis of the properties of silicone rubber maxilofacial prosthetic materials*

Los resultados anteriormente mencionados se examinaron bajo las siguientes condiciones:

Las siliconas no fueron sometidas a esterilización y no se les añadió ningún aditivo (pigmento), la forma de polimerización se realizó de acuerdo a la siguiente tabla:

Silicona comercial	Proceso polimerización
Cosmesil	Polimerizado por calor durante 24 hrs a 100°C
Cosmesil HC	Polimerizado por calor durante 24 hr a 100°C
Factor II	Polimerizado por calor durante 1 hr a 100°C
Prestige	Polimerizado por calor durante 1.5 hr a 100°C
Nusil	Polimerizado por calor durante 3 hrs a 120°C



1.6 Esterilización

La esterilización consiste en la destrucción completa de todos los microorganismos, incluidas las formas resistentes como esporas, virus y hongos. Ello se puede conseguir mediante esterilización física, esterilización gaseosa y/o esterilización química. (Cuadro 5).

Métodos de Esterilización	
Método	Concentración o grado
Esterilizantes físicos	
Vapor y presión (autoclave)	121 – 132° C durante varios intervalos de tiempo
Rayos Ultravioleta	Exposición 254 nm longitud de onda
Radiaciones Ionizantes	Exposición rayos gamma
Esterilizantes gaseosos	
Óxido de etileno	450-1200 mg/L a 29-65°C x 2-5 hrs.
Vapor formaldehído	2-5% a 60-80° C
Esterilizantes químicos	
Glutaraldehído	2% durante 10 hrs
Ácido paracético	0.2%

Cuadro 5.- Métodos de esterilización

1.6.1 Esterilización por autoclave

La esterilización bajo presión es el método más común usado para esterilizar instrumental médico y odontológico.

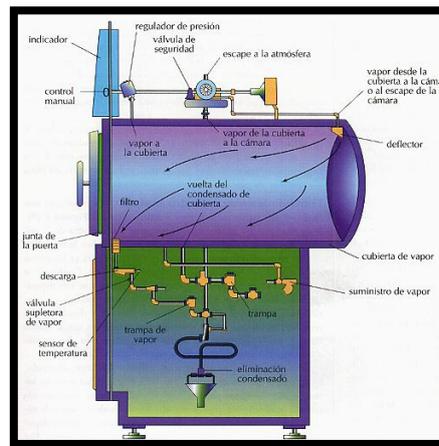


Fig. 7 Diseño y componentes de un autoclave.

La relación entre temperatura, presión y exposición es fundamental en la destrucción de los microorganismos. Cuando se eleva la presión del vapor contenido en un compartimiento cerrado, su temperatura aumentará siempre y cuando el volumen del compartimiento permanezca igual. Si a los objetos se les da un tiempo adecuado de exposición, a una temperatura y presión específica, estos se esterilizan. La unidad utilizada para crear esta presión de vapor presurizado de alta temperatura se le llama autoclave (Fig.7). No hay ser vivo que soporte condiciones superiores de 121° C y presiones de 1 atmósfera expuestos directamente a la acción del vapor saturado por más de 15 minutos.²¹



Ventajas.²¹

- ❑ Es el método más fácil, más rápido y más seguro de esterilización.
- ❑ Es el más barato y el de obtención más fácil.
- ❑ La mayor parte de las autoclaves poseen programas automáticos y dispositivos de registro, durante el proceso de esterilización.
- ❑ Muchos instrumentos médicos de acero inoxidable soportan numerosas esterilizaciones sin dañarse. El vapor no deja residuos perjudiciales.

Desventajas.²¹

- ❑ Se requiere mucho cuidado en la elaboración y preparación de lo que se desee esterilizar (carga), manejo del autoclave, así como en el secado de los artículos.
- ❑ Los artículos por esterilizar deben estar limpios, sin grasa ni aceite y no alterarse por efecto del calor.
- ❑ El vapor tiene que estar en contacto directo con todas las partes del material a esterilizar, inclusive a través del empaque contenedor del material.
- ❑ Los ciclos de tiempo se ajustan según el tipo de material y tamaño de la carga; estos requisitos están sujetos a errores humanos.



Clasificación de esterilización de vapor.²²

a).- Esterilización de prevacío.

Estos equipos tienen una bomba de vacío, o sistema de Venturi, para retirar el aire de la cámara rápidamente en forma de pulsos, de modo que el vapor ingrese a la cámara a mayor velocidad, mejorando la eficiencia del autoclave al eliminar las bolsas de aire e incrementar la velocidad del proceso, incluso cuando operan a la misma temperatura que los esterilizadores de desplazamiento de gravedad (121°C ó 132° C). Constituye un sistema mucho más eficiente que otros. La ventaja de este sistema radica en que la penetración del vapor es prácticamente instantánea aún en materiales porosos. Además con este método, los períodos de esterilización son menores debido a la rápida remoción del aire tanto de la cámara como de la carga y la temperatura de las mismas. Las autoclaves con bomba de vacío funcionan a temperaturas de 121°C a 132°C en períodos de 4 a 18 minutos.

b).- Esterilizador de desplazamiento gravitatorio

En estos equipos el aire es removido por gravedad, ya que el aire frío es más denso y tiende a salir por un conducto colocado en la parte inferior de la cámara cuando el vapor es admitido. Este proceso es muy lento y favorece la permanencia residual del aire.

El tiempo de penetración es prolongado por una incompleta salida del aire y, por tanto, los tiempos de esterilización son mayores. Este tipo de equipo es obsoleto. En la actualidad se fabrican equipos mucho más sofisticados que aun cuando funcionan con el mismo principio, facilitan la operación y aumentan el nivel de seguridad por medio de controles automáticos, bombas de vacío y microprocesadores.

Fases del ciclo de la esterilización (Fig.8):

- Vacío: Vacío inicial (expulsión del aire de la cámara).
- Llenado: Llenado automático de la cámara de esterilización.
- Calentado: Calentamiento y aumento de la presión.
- Esterilización: Presión y temperatura mantenida constantemente en un tiempo determinado.
- Descarga: Descarga automática del agua y vapor de la cámara de esterilización, al depósito de agua destilada.
- Secado: Secado por vacío y nivelación de presión.
- Fin de proceso: Aviso del fin de ciclo de esterilización.

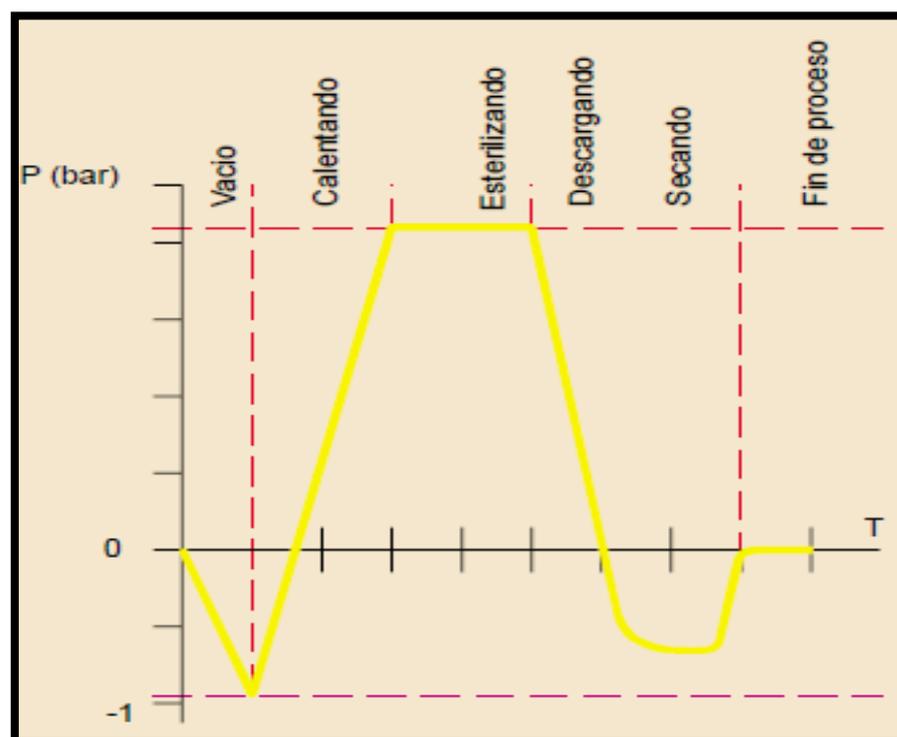


Fig. 8 Ciclo de la esterilización



CAPÍTULO II

DISEÑO EXPERIMENTAL

2.1 Planteamiento del problema

El material que se utiliza para la construcción de prótesis maxilofaciales es la silicona pues ofrece las mejores características para la construcción de dichas prótesis como son: flexibilidad, translucidez, moldeabilidad, resistencia térmica, durabilidad y una de las más importantes compatibilidad con los tejidos vivos.

Una gran necesidad y problema que se enfrentan al construir estas prótesis faciales es la igualación de color, pues es muy importante la estética; siempre se trata de dejar lo más natural posible el tono de piel del paciente para evitar que se enfrente a rechazos sociales.

Las siliconas para reconstrucción facial que se ofrecen al mercado no tienen estudios que contemplen agregar "aditivos" (pigmentos) ni pasar por otro proceso (esterilización) que no sea la polimerización normal de siliconas, el cual es una parte fundamental para la fabricación de dichas prótesis faciales, con base en lo anterior nos formulamos la siguiente pregunta:

¿La esterilización por autoclave y el agregado de fibras flock a las siliconas una vez polimerizado a temperatura ambiente alterará el comportamiento mecánico de resistencia al desgarre en dichas siliconas?

2.2 Justificación del estudio

Con el desarrollo de este estudio se conoció la influencia que tiene la esterilización por autoclave y el añadir fibras flock sobre la propiedad mecánica (resistencia al desgarre) de 3 siliconas de reconstrucción facial: grado médico (Dragón Skin), industrial (Sista multiusos, Down Corning Corporation, USA), experimental, y así comprobar si aumenta o disminuye dicha resistencia al desgarre.



2.3 Objetivo general

- Valorar la resistencia al desgarre de tres siliconas de reconstrucción facial caracterizadas con pigmentos expuestos a proceso de esterilización en autoclave.

2.4 Objetivos específicos

- Valorar la resistencia al desgarre de las siguientes siliconas caracterizados con pigmentos: grado médico (Dragón Skin), industrial (Sista multiusos, Down Corning Corporation, USA) y un experimental.
- Valorar la resistencia al desgarre de las siguientes siliconas caracterizados con pigmentos: grado médico (Dragón Skin), industrial (Sista multiusos, Down Corning Corporation, USA) y un experimental expuestos al proceso de esterilización por autoclave.
- Valorar la resistencia al desgarre de las siguientes siliconas sin caracterización: grado médico (Dragón Skin), industrial (Sista multiusos, Down Corning Corporation, USA) y un experimental.
- Valorar la resistencia al desgarre de las siguientes siliconas sin caracterización: grado médico (Dragón Skin), industrial (Sista multiusos, Down Corning Corporation, USA) y un experimental expuestos al proceso de esterilización por autoclave.



2.5 Hipótesis

H1 La resistencia al desgarre en las siliconas de grado médico (Dragón Skin), industrial (Sista multiusos, Down Corning Corporation, USA) y experimental serán superiores al pasar por el proceso de esterilización en autoclave.

Ho La resistencia al desgarre en las siliconas de grado médico (Dragón Skin), industrial (Sista multiusos, Down Corning Corporation, USA) y experimental disminuirán al ser agregados pigmentos (fibras flock).



CAPÍTULO III

METODOLOGÍA

3.1 Criterios de inclusión

- Muestras de 150 mm de largo por 7.5 mm de ancho por 2 mm de grosor con un corte central de 40 mm. de las siguientes siliconas:
 - Grado médico (Dragón Skin) con pigmento y sin pigmento, esterilizado y sin esterilizar.
 - Industrial (Sista multiusos, Down Corning Corporation, USA) con pigmento y sin pigmento, esterilizado y sin esterilizar.
 - Experimental con pigmento y sin pigmento, esterilizado y sin esterilizar.

3.2 Criterios de exclusión

- Muestras que no cumplan con los criterios de inclusión.

3.3 Variables dependientes

- La composición química de las siliconas.
- La Fuerza aplicada en la prueba de desgarre (Instron).



3.4 Variables independientes

- La cantidad de fibras flock agregadas.
- La cantidad de silicona utilizada.
- La cantidad de Catalizador usado para la silicona experimental.
- El tiempo de esterilización de las muestras en autoclave.
- La temperatura y presión usados en autoclave.
- Tiempo y forma de espatulado.
- La fuerza aplicada a la mufla.
- La temperatura del cuarto de mezclado.

3.5 Material y equipo

- Silicona industrial Sista multiusos transparente (Down Corning Corporation, USA). (Fig. 9 anexo I)
- Silicona grado médico (Dragon Skin). (Fig. 10 anexo I)
- Silicona experimental. (Fig. 11 anexo I)
- Máquina universal de pruebas INSTRON modelo 5567 (Instron, USA). (Fig.12 anexo I)
- Vernier Mitutoyo modelo CD-6 CSX, No serie 07565920 (Mitutoyo Corp., Japan). (Fig.13 anexo I)
- Mufla de acero rectangular de 90 mm x 200mm. (Fig.14 anexo I)
- Prensas para muflas de dentadura. (Fig.15 anexo I)
- Loseta de vidrio de 32 mm x 23 mm x 0.5 mm. (Fig.16 anexo I)
- Espátula de yesos tipo Búfalo. (Fig.17 anexo I)
- Aceite de silicona (Fig.18 anexo I)



- Pistola para cartucho de silicón. (Fig.19 anexo I)
- Yeso tipo III marca Magnum (Manufacturera Dental Continental, Guadalajara, México). (Fig.20 anexo I)
- Taza de hule rígida para yesos. (Fig.21 anexo I)
- Suajes para corte de muestras con medidas de la Norma ASTM, para pruebas de resistencia al desgarre D 624-00. (Fig.22 anexo I)
- Balanza Torrey, modelo QC-5MO (Monterrey, México). (Fig.23 anexo I)
- Vibrador modelo 200 (Búfalo Dental, NY, USA). (Fig.24 anexo I)
- Pipeta de 1 ml. (Fig.25 anexo I)

3.6 Tamaño de la muestra

Se elaboraron 160 muestras divididas en 16 grupos de 10 muestras cada uno descritos en el siguiente cuadro:

	Experimental	Experimental (OSi ₂)	Sista	Dragón Skin	Total
Control	10	10	10	10	40
Fibras	10	10	10	10	40
Control Esterilizado	10	10	10	10	40
Fibras Esterilizado	10	10	10	10	40
Total	40	40	40	40	160

3.7 Método

3.7.1 Obtención de silicona con óxido de silicio

Se mezcló 3.8g de sílice en 190g de silicona experimental con la ayuda de un recipiente de acero inoxidable que incluye una propela para mezclar, con un motor WYNSTRUMENTS a 70 rpm durante 1 hora conectado en una bomba de vacío marca SIEMENS a ocho pulgadas de mercurio de vacío (Fig.26) para disminuir la presencia de aire y la formación de burbujas y así conseguir silicón con óxido silicio.



Fig. 26 Recipiente acero inoxidable con bomba de vacío

3.7.2 Preparación de muestras

Para obtener las muestras control y fibras esterilizado y sin esterilizar del grupo silicona industrial sista y debido a que este silicona polimeriza en presencia de oxígeno se utilizó una mufla que consiste en dos marcos de acero de bajo carbono 1018 (S.A.E.) de 6.35 mm x 15.87 mm formando dichos bastidores un rectángulo de 90mm x 200mm con sus respectivas tapas sujetándolas con tornillos y pernos (Fig. 27).



Fig. 27 Mufla de acero de bajo carbono

Se construyó un molde de yeso tipo III, dentro de la mufla para obtener las muestras de silicón con medidas que la ASTM recomienda. Para realizar este molde se hicieron los siguientes pasos:

Primero se impregnó de vaselina todo el interior de la mufla para evitar que el yeso se quedara adherido al acero, posteriormente se prepararon 300 g de yeso tipo III con la relación yeso:agua (100g:24ml) que se mezcló durante 1 minuto. Al término de este se vació dentro de la base de la mufla, se vibró con la ayuda de un vibrador para evitar que se formaran burbujas de aire.

Inmediatamente después se colocó la loseta de vidrio de 2 mm de espesor impregnado ligeramente con una capa de vaselina y se esperó aproximadamente 10 minutos hasta que el yeso fraguara.

Después del fraguado de yeso, este se envaselinó al igual que la loseta, colocándole posteriormente el marco superior de la mufla sin la tapa superior. Se preparó nuevamente yeso con la proporción agua/yeso antes mencionada, se mezcló y se vertió en la parte superior de la mufla, se eliminaron burbujas de aire con la ayuda del vibrador y se colocó la tapa superior de la mufla atornillándola y apretándola con la ayuda de llaves Allen.

Una vez fraguado el yeso, se abrió la mufla, retirando la loseta de vidrio obteniendo un molde de yeso de 7 cm de ancho por 18 cm de largo y 2mm de espesor. (Fig.28)



Fig. 28 Molde de yeso con medidas específicas para la obtención de muestras de silicón

Ya obtenido este molde se preparó silicona para la prueba de resistencia al desgarre.

La obtención de muestras del grupo control esterilizado y sin esterilizar de la silicona industrial Sista Down Corning, USA se realizó mediante una técnica de enmuflado como a continuación se menciona:

En una loseta de vidrio se colocó 70 gr de silicona industrial sista; con la ayuda de una espátula se realizaron movimientos a lo largo de la loseta de tal manera que el material se encontrara entre la pared de la espátula y la loseta de vidrio, evitando movimientos circulares pues favorecía al atrapamiento de aire.

Una vez lista la mezcla de silicona, se colocó en porciones pequeñas sobre el molde de yeso, previamente envasinado, formando una capa uniforme de silicona y evitando el atrapamiento de burbujas (Fig. 29).



Fig. 29 Silicona colocada en el molde de yeso



Fig. 30 Prensado de la mufla

Una vez colocado la silicona, se colocó la tapa superior de la mufla y se llevó a dos prensas, colocando una en cada extremo de la mufla, estas se apretaron uniformemente para facilitar el escape de aire de la silicona (Fig. 30).

Ya prensado la mufla se dejó polimerizar durante 24hrs a temperatura ambiente ($23 \pm 2^\circ\text{C}$).

Para las muestras de los grupos de fibras esterilizado y sin esterilizar se realizó el mismo procedimiento anterior solo que como diferencia se agregó 0.5 g de fibras flock (Fig.31) para mezclarlo con los 70 g de la silicona sista (Fig.32).



Fig. 31 Pesado de fibras flock



Fig. 32 Mezclado f. flock y silicona

La obtención de muestras de los grupos experimental, experimental con OSi_2 (Óxido de silicio) y dragon skin se utilizó una mufla de acero (con recubrimiento tropicalizado para disminuir la oxidación del metal y así evitar una posible contaminación del material polimérico) con dimensiones de 35 cm de longitud con 21 cm de ancho por 2 mm de profundidad, con prensa integrada (Fig.33). La mufla cuenta con cuatro perforaciones de 5 mm de diámetro en la contratapa, para permitir el escape del exceso de silicona, así como de burbujas de aire.



Fig. 33 Mufla con prensa ensamblada



Las muestras de los grupos silicona experimental se obtuvieron de la siguiente manera:

Se pesó 190g de silicona experimental en una loseta de vidrio (Fig. 34 y 35).



Fig. 34 Silicona en la balanza



Fig. 35 Pesado de la silicona

Con la ayuda de una pipeta se agregó 4.2 ml de catalizador, se realizó la mezcla como en los grupos anteriores (Fig. 36); una vez lista la mezcla, se colocó la silicona en porciones pequeñas sobre la mufla de acero evitando que se formaran burbujas de aire (Fig.37).



Fig. 36 Espatulado uniforme

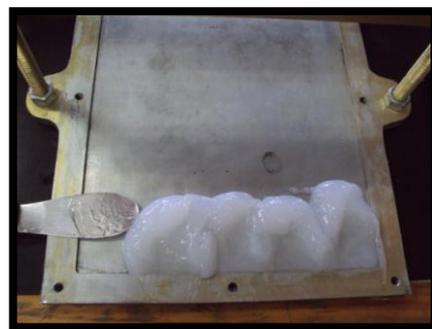


Fig. 37 Colocación de la silicona
en porciones pequeñas



Una vez llevado la silicona a la mufla se colocó la contra tapa superior de la mufla y se prensó uniformemente poco a poco para evitar acumulación y facilitar el escape del aire. Ya prensado la mufla se dejó polimerizar durante 24 hrs a temperatura ambiente ($23 \pm 2^\circ\text{C}$). Transcurrido este tiempo se obtuvo una placa de silicona de 31 cm de longitud por 21 cm de ancho y 2mm de espesor (Fig.38).

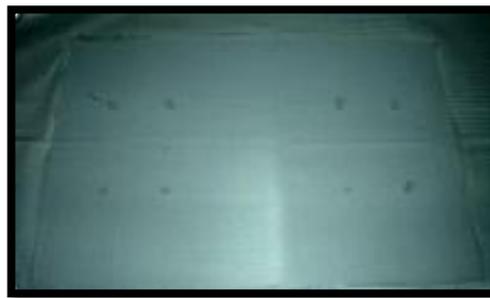


Fig. 38 Placa de silicona obtenida tras 24 hrs de polimerizado

En los grupos de fibras esterilizado y sin esterilizar de silicona experimental se adicionó 1.35g de fibras flock (Fig. 39) a los 190g de silicona experimental, se realizó el mismo procedimiento de mezclado, colocación de silicona y tiempo de polimerización de 24hrs.

Transcurrido ese tiempo se obtuvo una placa de silicona con las mismas dimensiones que la placa de silicona sin fibras flock (Fig. 40).



Fig. 39 Pesado de Fibras Flock



Fig. 40 Placa de silicona con Fibras Flock



Los grupos de silicona experimental (OSi_2) se obtuvieron de la siguiente manera:

Una vez obtenido la silicona con OSi_2 descrito en el punto 3.7.1 se procedió a realizar el mismo procedimiento de mezclado, colocado, prensado y tiempo de polimerización de la silicona como la descrita en la obtención de muestras de silicona experimental sin carga; esta mezcla se realizó tanto con fibras flock como sin fibras flock.

Para las muestras de la silicona de “dragon skin” se obtuvieron de la siguiente manera:

La silicona “dragon skin” (Fig. 41) tiene una presentación comercial compuesta de dos botes, bote A color amarillo es la base y el bote B color azul que es el catalizador (Fig. 42).



Fig. 41 Silicona dragon skin



Fig. 42 Catalizador (azul) y Base (amarillo)

Para obtener las muestras control esterilizados y sin esterilizar se colocó en una loseta de vidrio 76g del bote A (Base) (Fig. 43 y 44) y 76g de del bote B (catalizador).

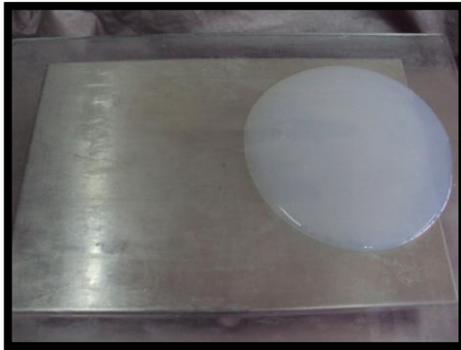


Fig. 43 Silicona en la balanza



Fig. 44 Pesado de la silicona dragon skin

Se realizó la mezcla lentamente sobre toda la loseta y evitando espatular de forma circular para evitar el atrapamiento de aire, una vez lista la mezcla se dejó reposar 30 minutos dicha mezcla, posteriormente se colocó la silicona en porciones pequeñas sobre la mufla de acero, asegurándose que no se formaran burbujas de aire, se colocó la tapa superior de la mufla y se prensó lenta y uniformemente. Ya prensado la mufla se dejó polimerizar durante 24 hrs a temperatura ambiente ($23 \pm 2^\circ\text{C}$).

Transcurrido el tiempo polimerizado se obtuvo una placa de silicona de 31 cm de longitud por 21 cm de ancho y 2mm de espesor (Fig. 45).



Fig. 45 Placa de silicona "dragon skin"



La obtención de muestras con fibras esterilizado y sin esterilizar se consiguieron de la misma manera que el procedimiento anterior pero con el agregado de 1.071g de fibras flock a la mezcla (Fig. 46), al final se obtiene otra placa de silicona con fibras flock (Fig. 47).



Fig. 46 Pesado fibras flock



Fig. 47 Placa de silicona “dragon skin”
con fibras flock

3.7.3 Corte de muestras

Las corte de las muestras definitivas son obtuvieron con la ayuda de un suaje que posee la dimensión determinada para la probeta de prueba, este suaje cuenta con navajas de un filo aproximado de 0.05-0.08 mm (Fig. 48).

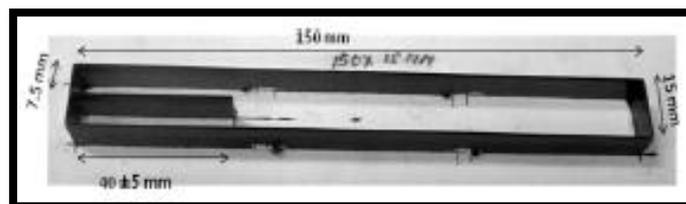


Fig. 48 Diseño del suaje para corte de muestras

El corte de estas muestras se efectuó una vez transcurrido el tiempo de polimerizado de 24 hrs y se realizó mediante una prensa; el suaje se colocó en medio de dos planchas de madera, obteniéndose así las muestras definitivas para la prueba de desgarre (Fig.49 y 50).



Fig. 49 Muestras definitivas
fibras flock



Fig. 50 Muestras definitivas control

3.7.4 Esterilización de muestras

Una vez obtenido las muestras cortadas con y sin fibras flock (Fig.49 y 50) se procedió a esterilizar los grupos designados para este fin. El modo en que se esterilizó, fue colocando cuatro muestras en una bolsa de esterilización (Fig. 51) posteriormente se llevaron a un autoclave (Fig.52) el cual pasó por el proceso de esterilización (129°C a 2 atm de presión durante 15 min.)



Fig. 51 Muestras colocadas en
bolsas de esterilización



Fig. 52 Esterilización de muestras

3.7.5 Prueba de desgarre

La prueba al desgarre se aplicó en una máquina universal de pruebas mecánicas INSTRON modelo 5567 a las 160 muestras obtenidas previamente.

Cada muestra fue colocada en la máquina de prueba de tal manera que una punta quedara hacia arriba tomando la mordaza de la parte superior de la máquina y otra hacia abajo para ser tomada por la mordaza inferior (Fig.53). Se probaron a una velocidad 60 mm/min hasta la ruptura (Fig.54). La carga más alta alcanzada se tomó como la resistencia al desgarre de la muestra.

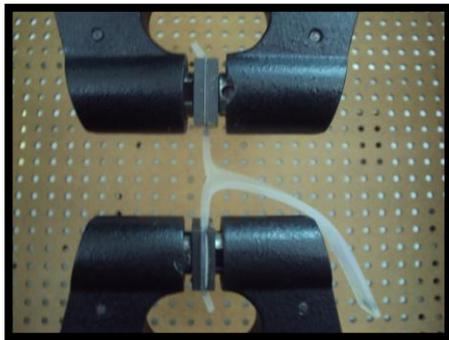


Fig. 53 Colocación correcta de las muestras en las mordazas de la Instron

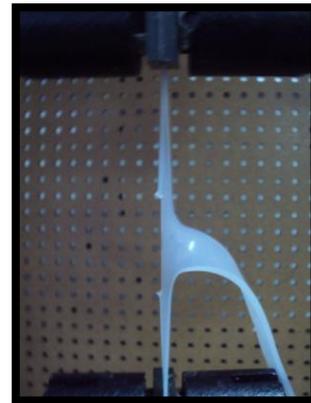
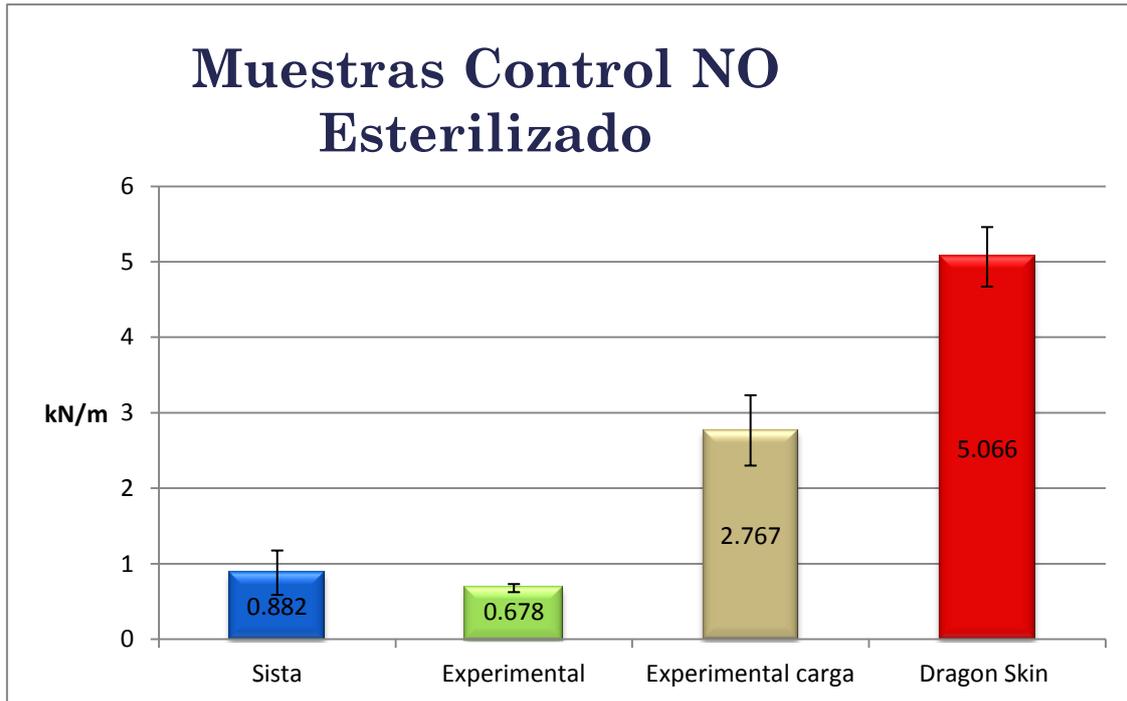


Fig. 54 Ruptura de la muestra

CAPÍTULO IV

Resultados y Análisis Estadísticos

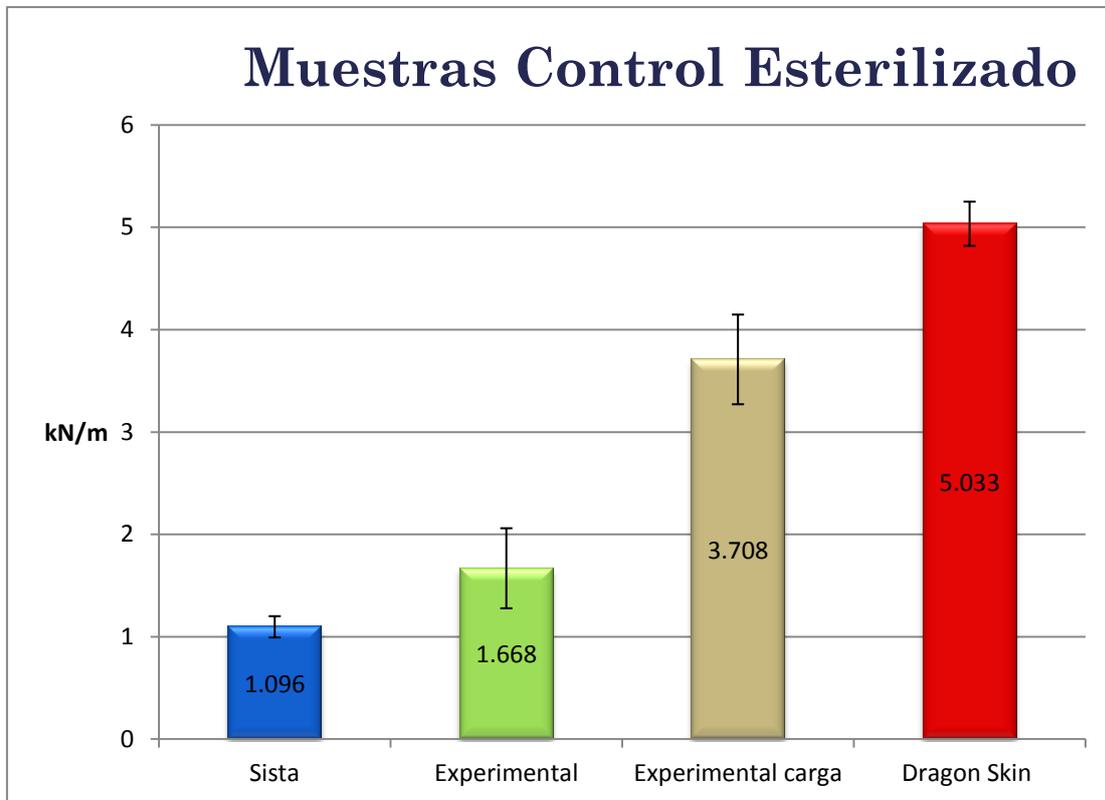
Los resultados fueron analizados utilizando la prueba ANOVA de una vía y un post ho de Turkey a una $P < 0.001$



Gráfica 1

Como se observa en la gráfica 1 las muestras de control NO esterilizado dragon skin fue la silicona que mayor resistencia al desgarre mostró con un valor promedio de 5.066 kN/m y una desviación estándar de 0.394 teniendo diferencias estadísticamente significativas con todos los demás grupos a una $P < 0.05$.

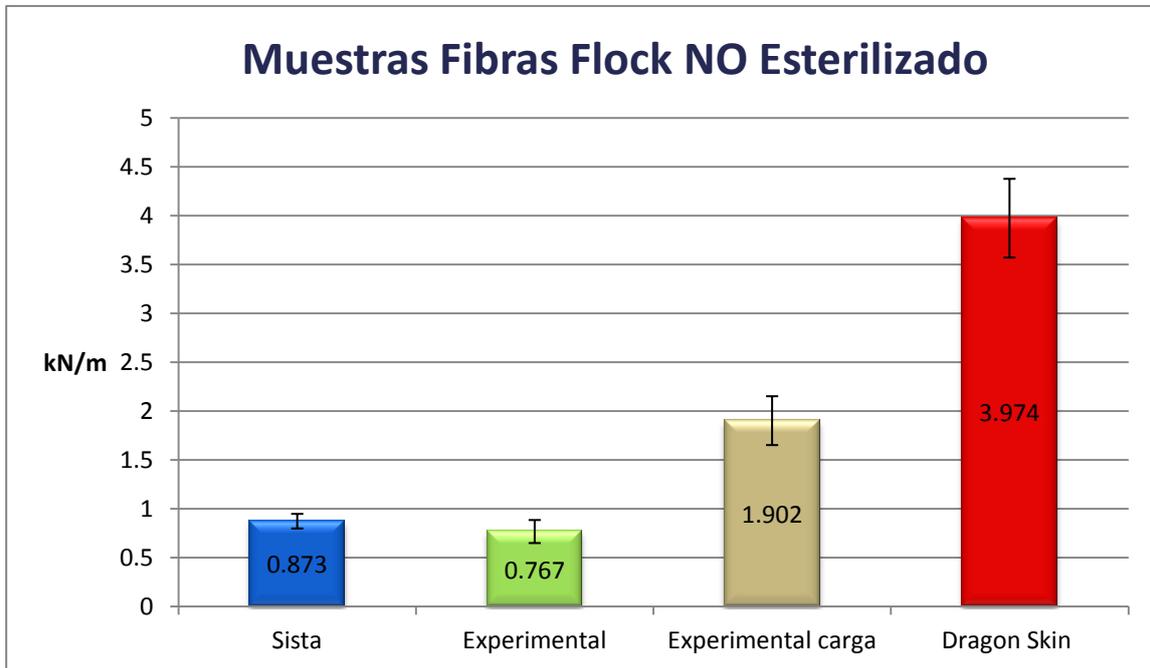
El grupo que menor resistencia al desgarre presentó fue la silicona experimental con un valor promedio de 0.678 kN/m y una desviación estándar de 0.0535 el cual no hubo diferencia estadística con la silicona sista pero si tuvo una diferencia significativa de 2.089 kN/m con respecto a la silicona experimental con carga a un $P < 0.05$.



Gráfica 2

La gráfica 2 se observa las muestras de control esterilizado, y al igual que en las muestras control NO esterilizados la silicona dragon skin presentó la mayor resistencia al desgarre con un valor promedio de 5.033 kN/m y una desviación estándar de 0.216 teniendo diferencias estadísticas significativas con los demás grupo de siliconas a una $P < 0.05$.

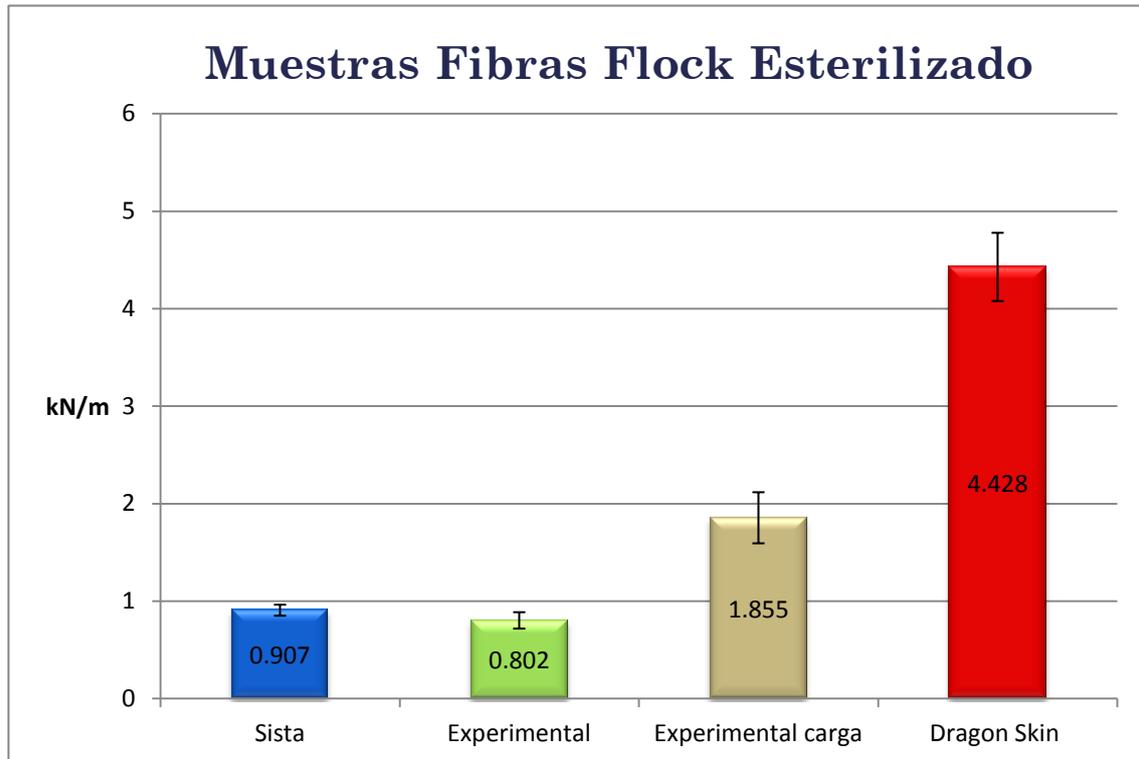
El grupo de menor resistencia al desgarre fue la silicona sista con un valor promedio de 1.096 kN/m y una desviación estándar de 0.104, esta silicona también tuvo diferencias significativas con todos los grupos de siliconas a una $P < 0.05$.



Gráfica 3

En la gráfica 3 representa los grupos de silicona con fibras flock NO esterilizado en donde la silicona dragon skin fue el que mayor resistencia al desgarre mostró con un valor promedio de 3.974 kN/m y una desviación estándar de 0.403 teniendo diferencias estadísticamente significativas también con todos los demás grupos a una $P < 0.05$.

El grupo con menor resistencia al desgarre fue la silicona experimental sin SiO_2 con un valor promedio de 0.767 kN/m y una desviación estándar de 0.118, el cual no hubo diferencia estadística con sista pero si tuvo una diferencia significativa de 1.135 kN/m con respecto a la silicona experimental con carga y una diferencia de 3.207 kN/m con dragon skin a una $P < 0.05$.



Gráfica 4

La silicona dragon skin fue el que mayor resistencia al desgarre presentó en el grupo de las muestras de fibras flock esterilizados que se observa en la gráfica 4, donde obtuvo una media de 4.428 kN/m y una desviación estándar 0.350 teniendo diferencias estadísticamente significativas con todos los demás grupos a una $P < 0.05$.

El grupo con menor resistencia al desgarre fue la silicona experimental sin SiO_2 con un valor promedio de 0.802 kN/m y una desviación estándar de 0.0844 el cual no hubo diferencia estadística con sista pero si tuvo una diferencia significativa de 1.053 kN/m con respecto a la silicona experimental con carga y una diferencia de 3.626 kN/m con el dragon skin a una $P < 0.05$.



DISCUSIÓN:

Para que la rehabilitación protésica de pacientes pueda satisfacer tanto las necesidades estéticas como funcionales, y poder así mejorar la calidad de vida, los materiales que son utilizados para la confección de las prótesis maxilofaciales deben ser evaluados. En este estudio, evaluamos dos requisitos: la influencia de esterilización y la influencia de la pigmentación.

Un estudio realizado por Muhanad M. Hatamleh de la Universidad de Manchester y que lleva por título Mechanical properties and bonding of maxilofacial silicone elastomers reporta resultados de la resistencia al desgarre de tres diferentes siliconas comerciales las cuales son las siguientes: TechSil 6.55, Cosmesil (M511) 6.52, Cosmesil (Z004) 7.04 kN/m respectivamente; las condiciones de polimerización de dichas siliconas fue bajo calor (100°C) a 1 y 2 hrs.

Otro estudio realizado por Tariq Aziz de la Universidad de Gales (Reino Unido) dio a conocer resultados de resistencia al desgarre de cinco siliconas comerciales que son: Cosmesil 4.87, Cosmesil HC, Factor II 17.63, Prestige 4.53, Nusil 14.45 Kn/m respectivamente, el procedimiento utilizado en este estudio también consistió en polimerización bajo calor (100° y 120° C) en diferentes tiempos (1,3 y 24hrs). Al comparar los resultados obtenidos de otros autores con los de nuestro estudio se puede observar que existen diferencias significativas.

Estas diferencias se pueden explicar por el tipo de polimerización que fue usado, ya que, la polimerización utilizada por los autores antes citados fue bajo temperatura (degradación de temperatura) y el usado en nuestro estudio fue a temperatura ambiente durante 24 hrs; y según Sciamann²³ el acelerar el



proceso de polimerizado provoca que la estructura en las cadenas del material no logre formarse adecuadamente produciendo cambios en el peso molecular, cristalinidad, favoreciendo así la formación de zonas amorfas en la estructura del polímero y, es por estas zonas que se requiere mayor energía para poder romperlas.

Cabe señalar que los estudios realizados por Muhanad M. Hatamleh y Tariq Aziz no valoraron la resistencia al desgarre agregando pigmentos (fibras flock) ni tampoco la influencia generada por la esterilización. En nuestro estudio se pudo observar que el agregar fibras flock a las siliconas de la marca sista, experimental con carga y dragon skin disminuyó la resistencia al desgarre a diferencia del silicón experimental sin carga donde no se observó disminución.

Con lo que respecta al proceso de esterilización se puede apreciar que tiene una influencia positiva en la mayoría de los grupos pues se observa un aumento en la resistencia al desgarre en comparación con las muestras que no fueron esterilizadas, este aumento se puede deber a que al pasar por un proceso de esterilización (calor húmedo) el polímero se torna algo rígido, necesitando así una mayor fuerza para lograr la ruptura.



CONCLUSIÓN

En base a los resultados obtenidos se concluye:

- ✚ El agregar pigmentos (fibras flock) a las siliconas favorece a la disminución de la resistencia al desgarre.

- ✚ Se debe considerar que al caracterizar una prótesis maxilofacial va a presentar una disminución en la resistencia al desgarre.

- ✚ La esterilización influye de manera positiva sobre la propiedad mecánica de resistencia al desgarre en las siliconas, pues tiende a aumentarla.

- ✚ Por tanto la hipótesis planteada es aceptada.



ANEXOS

Anexo 1.- Fotografías de material y equipo



Fig. 9 Silicona
sista multiusos



Fig. 10 Silicona
dragon skin



Fig. 11 Silicona
experimental



Fig. 12 Máquina
universal de
pruebas



Fig. 13 Vernier



Fig. 14 Mufla
de acero



Fig. 15 Prensas

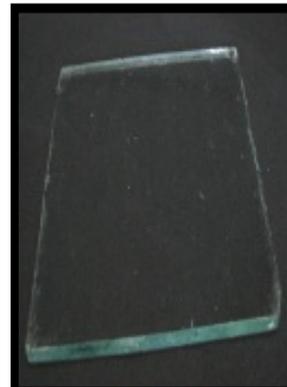


Fig. 16 Loseta



Fig. 17
Espátula



Fig. 18 Aceite de silicón



Fig. 19 Pistola para silicón



Fig. 20 Yeso tipo III



Fig. 21 Taza de hule

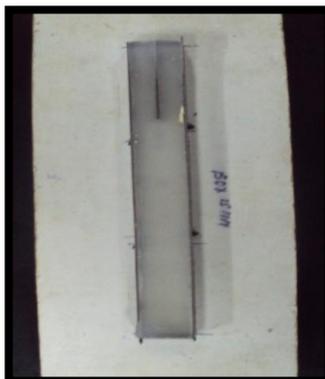


Fig. 22 Suaje

Fig. 23 Ba



Fig. 25 Pipeta





REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ¹ Russo C. Rehabilitación Intra Oral y del Rostro Combinada. Salud Militar 2004; 26.
- ² Salyer KE et. al Función interrelacionada de la rama de prótesis maxilo-facial y cirugía reconstructiva. AMER Journ Surg 1973;126: 456-501.
- ³ Polyzois Gregory L et al, Physical properties of a silicone prosthetic elastomer stored in simulated skin secretions. The journal prosthetic dentistry. 2000; 83: 572-577.
- ⁴ Hatamleh Muhanad M. Whatts David C. Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone elastomers. Dental Materials. 2010; 26: 185-191.
- ⁵ Ring ME. et al. The history of maxilo-facial prosthetics plastic and recons. surg. 1991;87 (1): 174-184.
- ⁶ Von Armin Hh, Schwensen N. Y Veigel W. Tratamientos de los defectos faciales post-quirúrgicos por medio de prótesis maxilo facial. Acta Odont. Venezolana Año XVI (1):Enero- Abril 1978.20,21.
- ⁷ La Escuela Odontológica Alemana. Edit Labor Tomo III :1037, 1940.
- ⁸ Silastic. Medical adhesive silicone. Medical products Dow Corning Corporation. Midland Michigan 48640 Bolletin: 51-217 date: May 1980.
- ⁹ Goiato MC, Dos Santos DM, Fajardo RS, de Carvalho Dekon SF. Solutions for nasal defects. J Craniofac Surg. 2009;20 (6):2238-41.
- ¹⁰ Goiato MC, Vedovatto E, Mazaro JVQ, Hamaca MM, Gennari Filho H, Falcón RM, et al. Técnicas de confección de prótesis faciales. Rev Cubana Estomatol. 2009;46 (1):1-12.
- ¹¹ Goiato MC, Pesqueira AA, Santos DM, Dekon SF. Evaluation of hardness and surface roughness of two maxillofacial silicones following disinfection. Braz Oral Res. 2009;23 (1):49-53.



- ¹² Goiato MC, Ribeiro PP, Santos DM, Fernandes AÚR, Santos PH, Pellizzer EP. Avaliação da recuperação elástica e da resistência ao rasgamento de um silicone para uso em prótese facial sob a influência da pigmentação e da desinfecção química. Rev Odontol UNESP. 2004;33 (4):189-94.
- ¹³ Muench A, Jansen WC. Recuperação elástica de elastômeros em função da idade e da ordem de deformação. Rev Odontol Univ São Paulo. 1997;11 (1):49-53.
- ¹⁴ Rowe AHR, Forrest JO. Dental Impressions. The probability of contamination and a method of disinfection. Br Dent J. 1978;145 (6):184-6.
- ¹⁵ Enciclopedia del plástico, Centro empresarial del plástico, Vol. 2, pp. 429-454.
- ¹⁶ McKinstry, Robert E, Fundamentals of facial prosthetics, Michigan University, ABI Professional Publications, 1995, pp.75-96.
- ¹⁷ Processing RTV-2 silicone rubbers, Wacker silicones, ELASTOSIL.
- ¹⁸ Gary DDS J John J., Smith DDS Charles T. Pigments and their application in maxilofacial elastomers: A literatura review. The Journal of Prosthetic Dentistry. Volume 80, Issue 2, August 1998, pages 204-208.
- ¹⁹ ocw.uni.edu.pe/ocw/facultad-de-ingenieria.../10FLOCADO.ppt
- ²⁰ American Society of Testing and Materials. Standar Test method for Tear Strength of Conventional Vulcanized Rubber and Thermoplastic Elastomers, D 624-00. Pp: 1-6.
- ²¹ Berry Edna and Kohn´s Mary L., Técnicas de quirófano, 7ta edición, Ed. Panamericana, México, 1998. Pág. 133.
- ²² Remigton Alfonso, Farmacia, 17ª edición 1992, Ed. Panamericana, Pág. 876.
- ²³ R. Sciamanna, C. Albano. Influencia del medio Fisicoquímico en la descomposición térmica de materiales poliméricos bioabsorbibles. Información Tecnológica. Vol. 9 No 6 1998.