



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA AL
DESGARRE DE 2 SILICONAS DE RECONSTRUCCIÓN
FACIAL AGREGANDO UN ANTIMICÓTICO.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N O D E N T I S T A

P R E S E N T A:

ÁLVAREZ PÉREZ RAFAEL ANTONIO

TUTOR: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA

MÉXICO, D.F

2013



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.



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.

INDICE	Pag.
INTRODUCCION	1
CAPITULO I. ANTECEDENTES	3
1.1. SILICONAS	7
1.1.1 .PROPIEDADES DE LAS SILICONAS.....	9
1.2 SILICONAS MEDICAS.....	10
1.2.1 CRITERIOS DE FABRICACION.....	10
1.2.2 CRITERIOS DE CONTROL.....	11
1.2.3 CRITERIOS DE TOLERANCIA.....	11
1.2.4 PROPIEDADES FISICO MECANICAS DE LAS SILICONAS MEDICAS.....	11
1.3 BIOCOMPATIBILIDAD.....	13
1.4 CARACTERISTICAS QUE DEBE POSEER UNA PROTESIS.....	14
1.5 ANTIMICOTICOS.....	17
1.5.1 ASEPTIC.....	18
1.5.2 COMPONENTES ACCUA ASEPTIC.....	21
1.5.3 SULFOXIDOS.....	22
1.5.4 MECANISMO DE ACCION.....	24
1.5.5 ESPECTRO DE ACCION.....	26
CAPITULO II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	27
CAPITULO III. JUSTIFICACION	28
CAPITULO IV. OBJETIVOS	29
4.1. OBJETIVO GENERAL.....	29
4.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	29
CAPITULO V. HIPOTESIS	30
5.1.HIPOTESIS DE TRABAJO.....	30
5.2 HIPOTESIS NULA.....	30
5.3. HIPOTESIS ALTERNA.....	30

CAPITULO VI. METODOLOGIA.....	31
6.1. CRITERIOS DE INCLUSION.....	31
6.2. CRITERIOS DE EXCLUSION.....	31
6.3. CRITERIOS DE ELIMINACION.....	31
6.4. VARIABLES.....	31
6.4.1 VARIABLES INDEPENDIENTES.....	31
6.4.2 VARIABLES DEPENDIENTES.....	31
CAPITULO VII. DESARROLLO EXPERIMENTAL.....	32
7.1. MATERIAL Y EQUIPO.....	32
7.1.1 MATERIAL.....	32
7.1.2 EQUIPO.....	32
7.2. MUESTREO.....	33
7.3 METODO.....	34
7.3.1 CONFORMACION DEL MOLDE.....	34
7.3.2 CONFORMACION DE PLACAS DE SILICON.....	36
7.3.3 CONFORMACION DE LAS MUESTRAS.....	40
7.3.4 PRUEBA DE DESGARRE.....	42
CAPITULO VIII. RESULTADOS.....	44
CAPITULO IX. CONCLUSIONES.....	45
CAPITULO X. BIBLIOGRAFIA.....	46

Gracias....

A mis fans de verdad no sería nada sin ustedes.

A todas las personas que me apoyaron en esta etapa de mi vida realmente sería presuntuoso hacer una lista e incluso nombrarlos dado a que todos y cada uno tienen el mérito en mayor o menor medida sin embargo no sería quien soy sin:

Mi familia: Padre, Madre, Hermana, Tíos, Tías, Abuelos, Abuelas, Primos/as, Sobrinas, a cada uno de ustedes les doy las gracias hoy y siempre en sus charlas, vivencias, experiencias, puntos de ver la vida cada uno forma parte de quien soy algunos con mayor peso ya sea por la proximidad en distancia o la afinidad, pero no cabe duda que mi familia es lo mejor.

A mis amigos: Gracias a todos en su préstamo de material y equipo, comida y diversión una vida sin amistades es una vida gris y cruda, a veces las situaciones fueron duras pero gracias a ustedes nunca fueron grises, gracias por igualmente motivarlo a uno a ser mejor día a día.

A mis profesores: Gracias por la paciencia de en la docencia, resolviendo desde las dudas más básicas hasta unas que incluso no eran de fácil explicación pero siempre se tomaron la responsabilidad de no dejar lagunas, ahora sí que lo que uno no aprendió no ocurrió debido a la falta del docente, si no a las capacidades de cada quien.

A todas las personas que no conforman parte de los 3 grupos anteriormente mencionados, dígame enfermeras, trabajadores de la facultad, pacientes, personas desconocidas de la calle que en algún momento de plática informal iluminan poco más el conocimiento de algún aspecto de la vida.

A mis enemigos, personas o situaciones que en algún momento se presentaron esta etapa de la vida, principalmente a ustedes de verdad gracias, gracias por abrirme más el panorama, darme cuenta que las cosas no siempre son tan fáciles como uno las piensa, que siempre existirán adversidades y es responsabilidad de uno mismo el poder afrontarlas y superarlas

Y finalmente a la Universidad Nacional Autónoma de México y a mi Facultad de Odontología gracias por estos años y con la firme idea de restituir los servicios brindados.

Y a los que por omisión faltaron también a ustedes.

Gracias Totales.



INTRODUCCIÓN.

Ninguna parte del cuerpo revela el carácter de una persona, ni permite expresar lo que el individuo siente, como es, su rostro. Una deformidad facial conlleva a grandes repercusiones, no solo de funcionalidad y estética sino también en el comportamiento de las personas con su medio, estas lesiones pueden causar traumas emocionales en el paciente, aislándolo de la sociedad, amigos y familiares, disminuyendo así la calidad de vida de esas personas.

Malformaciones congénitas, el tratamiento quirúrgico de los tumores y heridas traumáticas pueden causar defectos faciales significativos. Estos defectos conducen a la insuficiencia funcional y problemas estéticos aunados con el estrés psicológico devastador para los pacientes, por lo que es necesaria la rehabilitación sin importar la edad del paciente.

Cuando es imposible la reconstrucción plástico-quirúrgica a través de los propios tejidos (injertos), el único recurso actualmente es la reconstrucción mediante el uso de prótesis maxilofaciales. Gracias a estas prótesis, podemos devolver a los pacientes una apariencia estética de sus deformaciones, devolviendo seguridad para interactuar socialmente, así como, funcionalidad además de proporcionar una protección de los tejidos remanentes.

La anaplastología, es la ciencia que combina el arte y el conocimiento de los materiales para restaurar una parte ausente del cuerpo humano, exige el conocimiento de la anatomía, arte y ciencia de los materiales empleados.¹

Para fabricar una prótesis maxilofacial se toma en consideración aspectos importantes como; el tamaño de la deformación, el estado de los tejidos remanentes, si va restituir función y/o estética y el material en que se va a realizar.



ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA AL DESGARE DE 2
SILICONAS DE RECONSTRUCCIÓN FACIAL AGREGANDO UN ANTIMICÓTICO.



Varios materiales como la madera, el cuero, los metales preciosos y semipreciosos, la cerámica o el látex han sido utilizados para reparar las pérdidas faciales por traumatismo o enfermedades.

Desde el advenimiento de la vulcanización, las siliconas han revolucionado al mundo actual tanto a nivel industrial como médico.

Empleadas como prótesis maxilofaciales se pueden asociar con materiales más rígidos como las fibras de composite, las resinas acrílicas o también los poliuretanos, pero permanecen las siliconas como los materiales más utilizados, actualmente el material de elección son las siliconas de uso médico, debido a sus superiores características físico-mecánicas sobre los otros materiales.



CAPITULO I. ANTECEDENTES

La Rehabilitación facial, la prótesis maxilofacial y la anaplastología nacen del sentimiento del género humano de recuperar lo perdido y mantener, no solo la apariencia física con el resto de sus congéneres, sino también la función masticatoria y el bienestar psíquico de la relación social. En el transcurso de la historia, el significado de la imagen física de la cara ha generado inquietudes religiosas y de integración en la sociedad. ²

El uso de prótesis para defectos maxilofaciales se remonta hasta las civilizaciones antiguas. Las momias egipcias muestran ojos, orejas y narices artificiales. Los chinos también usaban ceras y resinas para reconstruir partes de la cabeza y la cara. ³

Antiguos escritos romanos mencionan la sustitución de ojos como alternativa de mejoramiento estético. ¹

En el periodo del año 200 al 1000 D.C. se reportó que en China se fabricaban prótesis faciales de laca soportada en subestructuras de metal. Arqueólogos en Grecia encontraron moldes de estructuras de oídos, nariz y órbitas elaboradas de terracota.

Ambrose Paré, inicia una investigación acerca de la viabilidad para la producción de prótesis faciales, publicando el primer documento oficial de prótesis facial en 1579.

Paré describe el diseño de prótesis nasales elaboradas con plata y es considerado "El Padre de la Prótesis Facial". ⁴⁻⁵

El padre de la Odontología moderna Fierre Fauchard (1678-1761) es el responsable de desarrollos en la prostodoncia maxilofacial. Ejemplos de estas prótesis es la usada por "El Artillero con la Máscara de Plata". ⁴



William Morton (1819-1868) Elaboró una prótesis nasal con porcelana y esmalte de color exacto a la piel del paciente, una mujer en Boston, quien había perdido la nariz por una enfermedad y la retuvo adjuntando a unos lentes.

Christopher F. Delabarre en 1820 describe la fabricación de prótesis intra y extra orales como medio de retención para la prótesis facial.⁴

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

Charles Friedel y el norteamericano Crafts durante 1836 a 1866 desarrollan los compuestos de silicio-carbono.

En 1868, John Wesley Hyatt, implemento como primer material orgánico para prótesis facial el celuloide, compuesto de nitratos de celulosa, tenía varias desventajas como ser muy flamable.¹

En el año de 1872, el alemán Albert Ladenberg genera el primer fluido de polisiloxano.⁶

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

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

En Boston en el año 1901, Upham describe el uso de hules vulcanizados para la fabricación de prótesis faciales, utilizándolos en prótesis naso palatina. Después de la Primera Guerra Mundial, el Dr. Kazanjian's es



el responsable de la rehabilitación maxilofacial, usando hules vulcanizados y fue considerado "El Padre de la Prótesis Maxilofacial Moderna". También fabricó un obturador intraoral para el Dr. Sigmund Freud, quien murió de cáncer oral.⁴

En el año 1910, Henning en Alemania desarrolló la gelatina-glicerina como nuevo material para prótesis facial, la cual es una combinación de gelatina, glicerina y colorantes. Esta combinación produce un material muy flexible, semitranslúcido y ligero, con características estéticas que no se habían encontrado en materiales anteriores. Este material tenía una vida muy corta, aproximadamente entre siete u ocho días por la absorción de agua, se deterioraba fácilmente y se derretía a temperatura ambiente, descontinuado a finales de la década de los años 20.⁴

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

A mediados de 1940 apareció el Cloruro de Polivinil, ya que estaban de moda los materiales que tuvieran la característica de ser flexibles, en contraste a lo que se buscaba de las resinas acrílicas que son rígidas y duras.

En el año 1950 se empezó a investigar la idea de materiales flexibles. Para el año 1961, introdujeron un nuevo material en Alemania llamado Palamed que cuando es procesado se convierte en un núcleo de espuma.



**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA AL DESGARE DE 2
SILICONAS DE RECONSTRUCCIÓN FACIAL AGREGANDO UN ANTIMICÓTICO.**



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

George Barnhart es responsable del potente reconocimiento y de persuadir a la Dow Corning Company para la producción de Silastic 399, que es un tipo de elastómero usado en prótesis facial. Silastic es el nombre comercial de grado médico. Después introdujo varios tipos de silicones RTV como el Silastic 399 (semitransparente), Silastic 382 (opaco); silicones HTV como Silastic 370, 372, 373 y silicones transparentes como MDX4-4210 y MDX4-4515 y los adhesivos de grado médico que se unieron al silicón. Todos estos materiales se usaron de 1960 a 1980, aunque varios de ellos se siguen estando en el mercado. ⁴

De igual forma, en el año 1974 se inició un estudio donde se pretendía encontrar un silicón mejorado. Wolfaardt creó un silicón mejorado en sus propiedades mecánicas. ⁴

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

Se dice que los silicones son de los mejores elastómeros utilizados para prótesis facial por su fácil elaboración y sus grandes características de flexibilidad y durabilidad ⁴

Los poliuretanos fueron introducidos entre el año 1970 y 1980 por González y Goldberg. Es uno de los materiales más resistentes que se introdujeron en el área de la prótesis facial. Este material se coloca en un molde de piedra o metal y esto permite que polimerice a temperatura ambiente.



Se encontró que poseen gran flexibilidad, extrema dureza y su superficie es rugosa, lo que permite que capte bien los colorantes intrínsecos y extrínsecos. Aunque es un material de gran apariencia natural tiende a ser susceptible deteriorarse rápidamente.

Los elastómeros y polímeros modernos han mejorado en gran medida la prótesis facial, sin embargo aun no se encuentra el material ideal que se asemeje o duplique la piel humana.³

1.1. SILICONAS

Silicona es un término genérico que permite definir un subconjunto de la gran familia de los polímeros. Se trata de un polímero constituido por cadenas de polisiloxanos (alternancia de átomos de silicio y oxígeno) donde cada átomo de silicio está saturado por radicales orgánicos como el metil (CH_3), el etil (C_2H_5) o el fenil (C_6H_5).

El término fue acuñado por F.S Kipping 1931 en la ciudad de Nottingham para designar a los elastómeros que contienen silicio.⁷

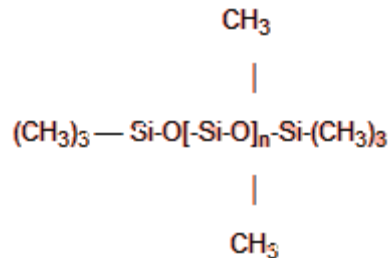
Usados desde 1945 son considerados dentro de los materiales que mejor cumple la característica de biocompatibilidad.

Es de la longitud de las cadenas de polisiloxanos de la que depende el aspecto físico como líquido, pastoso o sólido. El elemento básico de las siliconas es el silicio, forma parte de los átomos más abundantes en la superficie de la tierra: este se encuentra principalmente en combinación mineral, siendo la más común el dióxido de silicio (SiO_2), es decir, la arena.

Las siliconas sintetizadas a partir de monómeros básicos pueden ser, para simplificar, separadas en dos clases: los aceites no reactivos y los aceites reactivos.



Los aceites no reactivos más comunes son los polidimetilsiloxanos cuya fórmula general es:



Cuando n aumenta, la longitud de la cadena aumenta por consiguiente la viscosidad del aceite también. La viscosidad es una propiedad cuantificable que se traduce como la capacidad de líquido de fluir y eso nos interesa particularmente en prótesis maxilofacial.

En cuanto a los aceites reactivos, pueden ser descritos como aceites polidimetilsiloxanos que poseen funciones químicas en los extremos.

A lo largo de la cadena, se distribuyen las funciones químicas de manera más o menos aleatoria, según el método de síntesis. Cuando las funciones reaccionan, una red tridimensional se forma para dar lugar a un elastómero de silicona. Este fenómeno se llama polimerización. El número de funciones reactivas por cadena y la longitud de la cadena, son parámetros que permiten modular las propiedades finales del elastómero (dureza, elasticidad, velocidad de polimerización, deformación).

Se obtiene un elastómero o goma de silicona por creación de vínculos transversales de cadenas de polisiloxanos según un procedimiento análogo a la vulcanización.

Encontramos 2 tipos de siliconas, las que polimerizan por calor y las que polimerizan a temperatura ambiente.



Las siliconas de polimerización a temperatura ambiente 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 resistentes como las de polimerización por calor y su color intrínseco es monocromático.

La silicona de polimerización por calor es un material semisólido en forma de macula que requiere ser fuertemente comprimido, empaçado.

1.1.1 PROPIEDADES DE LAS SILICONAS

Se describen las propiedades de las siliconas a continuación.

PROPIEDADES QUIMICAS

Químicamente inertes, no son alteradas por las variaciones del pH, resisten a la oxigenación y a la acción de la mayoría de las sustancias químicas.

PROPIEDADES FISICAS

- Estabilidad térmica (- 50 °C, + 260 °C)
- Aislamiento eléctrico
- Ausencia de modificaciones por el vacío, las variaciones de presión o las radiaciones
- Permeabilidad a los gases
- Propiedades hidrófobas
- Poder antiespumante



PROPIEDADES MECANICAS

- Elasticidad
- Resistencia a la ruptura
- Resistencia al cizallamiento

Además los elastómeros de siliconas son inalterables y sus propiedades no se modifican con el tiempo.

1.2. SILICONAS MÉDICAS

Las siliconas de grado médico son aquellas que no poseen antioxidantes, aceleradores, colorantes ni sustancias plastificadoras. Aquellas siliconas en las que son utilizadas estas sustancias son consideradas no médicas o adulteradas.⁷

Las siliconas médicas son fluidos de diversa viscosidad, incoloros, química y fisiológicamente inertes en los tejidos. Pueden ser procesadas en diferentes formas químicas, como: aceites, geles y gomas. No se han reportado casos de complicaciones por la inyección de siliconas médicas líquidas en el cuerpo, excepto la migración.⁸

1.2.1. CRITERIOS DE FABRICACION

Una fábrica creada para la elaboración de siliconas es exclusivamente reservada a la producción de estas. Los edificios son herméticos, sin ventanas; la atmósfera está presurizada y filtrada, las paredes y los suelos han recibido un tratamiento especial. Las materias primas se ponen en cuarentena mientras el análisis no haya demostrado la pureza de éstas. Por otro lado, el personal viste un traje especial, no tejido, sin pelusa. El proceso de fabricación de las siliconas garantiza que el producto terminado no



contiene ninguna carga tóxica. El agente de vulcanización escogido, según la perfecta tolerancia por el organismo, es un verdadero catalizador. Su presencia en muy pequeña cantidad basta para desencadenar la vulcanización. Además, se elimina totalmente al final de la reacción.

1.2.2. CRITERIOS DE CONTROL

La conformidad a todos los estándares de fabricación es rigurosamente controlada en cada etapa: materias primas, fabricación y producto final. Por ejemplo, las siliconas no deben contener impurezas, en particular metálicas. El producto final se prueba en función de su utilización.

1.2.3. CRITERIOS DE TOLERANCIA

Se deben considerar dos aspectos diferentes: la implantación o la colocación no deben modificar las características de la silicona y ésta debe ser perfectamente tolerada por el organismo que la recibe.

1.2.4. PROPIEDADES FISICO-MECANICAS DE LAS SILICONAS MÉDICAS

La introducción de las siliconas en el campo de la medicina se debió a las propiedades que poseen al ser termoestables, es decir que pueden esterilizarse en autoclave o calor seco; no se altera su estado con el paso del tiempo; no se adhieren a los tejidos del cuerpo. (Literalmente nada se adhiere a las siliconas excepto otras siliconas).⁹

Las siliconas son el material de elección por presentar buenas propiedades físicas. Según Montgomery y col, las siliconas presentan adecuada estabilidad de color, repelencia al agua, sangre y materiales orgánicos; son inertes y no permiten la colonización bacteriana.¹⁰



ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA AL DESGARE DE 2
SILICONAS DE RECONSTRUCCIÓN FACIAL AGREGANDO UN ANTIMICÓTICO.



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 característica necesaria 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 en la manipulación en los actos diarios de colocación, remoción y limpieza de la prótesis. ⁷

Resistente a temperaturas extremas (-60 a 250 'C)

Resistente a la intemperie.

Resistente al gas ozono.

Resistente a la radiación uv.

Resistente a la humedad.

Excelente aislamiento térmico y eléctrico.

Larga vida útil.

Gran resistencia a la deformación por compresión.

Apto para uso alimenticio y sanitario

Propiedades particulares de las siliconas.

Es flexible y suave al tacto.

No mancha ni se desgasta.

No envejece.

No exuda nunca, evitando su deterioro, ensuciamiento. Los materiales en contacto no reaccionan con él.



Tiene gran resistencia a todo tipo de uso.

No es contaminante.

Se pueden pigmentar con facilidad.

Resistencia a la tracción de 70 Kg/cm²

Elongación promedio de 400%.

Mantiene estos valores aun después de largas exposiciones a temperaturas extremas.

No reacciona con algunos químicos, incluyendo ácidos, oxidantes químicos, amoniaco y alcohol.

Se expanden cuando se exponen a solventes no polares como el benceno y el tolueno. Retoma su forma original cuando el solvente se evapora.

Los materiales maxilofaciales son usados para reemplazar partes faciales que se han perdido por enfermedad o trauma, comprendiendo de poli (dimetilsiloxano) (PDMS) elastómeros, aunque ampliamente usados aun se encuentran lejos de ser ideales.

1.3. BIOCOMPATIBILIDAD

En 1987, la Sociedad Europea de Biomateriales, define biocompatibilidad como la habilidad de un material de actuar con una adecuada respuesta al Huésped, en una aplicación específica, este material se conoce como biomaterial.¹¹

La F.D.A., junto con la International Standardization Organizaron (ISO) y la Biocompatibility Guidelines refieren valores de propiedades físico mecánicas con las que debe de contar para considerarlo material apto para uso en pacientes.¹¹



1.4. CARACTERISTICAS QUE DEBE POSEER UNA PROTESIS

1.-Clínicamente la propiedad más importante es la resistencia al desgarramiento y es extremadamente importante en los delgados márgenes bordeantes de las prótesis nasales y de ojo, este margen ayuda a enmascarar la presencia de la prótesis, estos márgenes están pegados con adhesivo médico a la cara del paciente, cuando la prótesis se remueve, para dormir o para limpieza, los delgados márgenes son susceptibles a desgarrarse al retirar la prótesis del tejido facial, la prótesis queda permanentemente dañada y debe ser remplazada, así es importante que el material tenga una alta resistencia al desgarre para confeccionar dichas prótesis.

2.-La fuerza tensil del elastómero de silicona le da fuerza al material y la elongación resultante nos indica que tan flexible es la prótesis, una prótesis con una alta elongación de ruptura es deseable especialmente cuando se retira la prótesis nasal u ocular de los tejidos faciales.

3.-La dureza del material maxilofacial es también una medida de la flexibilidad y es importante dado a que es deseable tener un material con una dureza similar al tejido facial ausente.

4.-La absorción del agua del material protésico es importante ya que las prótesis faciales pueden absorber saliva o sudor del tejido facial circundante, y también al lavar la prótesis, cualquier cantidad de agua absorbida puede afectar las propiedades físicas y la percepción del color.¹²⁻¹³

5.-Poca superficie humectada por la saliva nos da una pobre lubricación y desajuste en el paciente, esto es por la baja tensión superficial de los materiales produciendo un ángulo grande con el agua y previniendo que el agua fluya sobre la superficie.



Todas estas propiedades deben tomarse en cuenta cuando se crean materiales protésicos maxilofaciales, también es importante que el material sea de fácil manipulación y procesamiento para que sea aceptado por los técnicos maxilofaciales.

Estudios previos han comparado materiales de silicona maxilofaciales, sin embargo hay poca información al respecto de los nuevos materiales usados hoy día.

Estudios previos han puesto de manifiesto una amplia variedad de métodos de prueba y las condiciones utilizadas para examinar las propiedades mecánicas y físicas de polidimetilsiloxano y por lo tanto es difícil comparar un estudio con otro. Por ejemplo, la resistencia a la rotura de los materiales maxilofaciales es un fenómeno complejo y que dependen de la forma de las muestras de ensayo y también en la velocidad de la prueba (velocidad de la cross-head). Cuanto mayor sea la tasa de stress es menos tiempo que las moléculas tienen para redistribuir el estrés y esto lleva desgarramiento prematuro de la muestra indica un valor bajo de resistencia a la rotura. Por lo tanto, los datos sobre la resistencia a la rotura de los materiales maxilofaciales tienen que ser interpretados con cuidado.

A.Atay.Hospital de Haydarpasa.Istambul 2012. Realizo estudios en diversas siliconas y demostró que 3 siliconas comerciales eran colonizadas por Cándida, particularmente Cándida Albicans. ¹⁴

Paula Ribeiro Do Prado, utilizo clorhexidina al 2 % y demostró que las siliconas presentan un mayor grado de deformación al desinfectarlas mediante este agente químico. ¹⁵

Marcelo Coelho Goiato. Facultad de Odontología de Araçatuba. Brasil 2012 realizo un estudio sobre la desinfección con jabón y Efferdent en el que menciona que la vida útil de una prótesis es de 6 meses antes de ser



ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA AL DESGARE DE 2
SILICONAS DE RECONSTRUCCIÓN FACIAL AGREGANDO UN ANTIMICÓTICO.



colonizada o fracturada , su estudio demostró que las siliconas desinfectadas por cualquiera de los 2 métodos mantenían su dureza, solo se veía aumentada si se agregaban pigmentos. ¹⁶

R.L. Taylor. Universidad Metropolitana de Manchester 2003 En su estudio empleo glutaraldehido al 4 % y un sistema aditivo PHMS Crosslinking y demostró que puede existir una relación entre el mal uso de el aditivo y la capacidad a resistir la colonización fúngica, así como la resistencia al desgare, al igual menciona los 2 posibles métodos de ataque de C. Albicas a la silicona, uno por degradación enzimática de los compuestos poliméricos y la otra mecánica, al el hongo penetrar en la silicona y al crecer expanden el material causando su desgare/ruptura. ¹⁷

Todos los estudios están de acuerdo en que más mejoras en las propiedades mecánicas y físicas son necesarias para los materiales de reconstrucción maxilofacial, en particular, la resistencia al desgare, la elasticidad y la dureza.



1.5. ANTIMICÓTICOS

Se entiende por anti fúngico o antimicótico a toda sustancia que tiene la capacidad de evitar el crecimiento de algunos tipos de hongos o incluso de provocar su muerte. Dado que los hongos además de tener usos benéficos para el ser humano (levadura del pan, hongos de fermentación de los quesos, los vinos, la cerveza, entre otros muchos ejemplos) forman parte del colectivo de seres vivos que pueden originar enfermedades en el ser humano, el conocimiento y uso de los antifúngicos es de vital importancia a la hora de tratar muchas enfermedades.

Los medicamentos antimicóticos tienen un uso muy amplio en el primer nivel de atención debido a la frecuencia con que se presentan las micosis, sobre todo las de tipo superficial que afectan a piel, uñas, cabello y mucosas.

Aún cuando los intentos científicos de encontrar sustancias que fueran efectivas contra los hongos son más antiguos, es a partir del año 1940 cuando se aplican en el estudio de los benzimidazoles, trabajo que dará su fruto a partir de 1960. Otras líneas de investigación, a partir de sustancias elaboradas por otros seres vivos, llevan al descubrimiento en 1955 de la anfotericina B, y a su uso en humanos.

Esta sustancia, al demostrar su utilidad, se convierte en el patrón de referencia de todos los nuevos antifúngicos descubiertos desde entonces, sobre todo porque podía utilizarse por vía parenteral.

A partir de este momento son numerosos los descubrimientos de nuevas sustancias que tienen propiedades antifúngicas. La mayoría sólo ocuparán un lugar en el tratamiento tópico clotrimazol, miconazol o econazol, por citar sólo los primeros de una larga lista, pero algunos de ellos alcanzarán mayor trascendencia por la posibilidad de usarlos por vía parenteral, lo que les da una vital importancia en el tratamiento de enfermedades mortales hasta ese momento.



Así, en 1970 aparece la flucitosina; en 1980, el ketoconazol; en 1990, el fluconazol y el itraconazol, así como mejoras en las formulaciones de antifúngicos más antiguos.

En los primeros años del siglo XXI han aparecido o se encuentran en avanzado estudio al menos ocho fármacos nuevos, y se están investigando nuevos grupos que pueden traer consigo la síntesis de mejores antifúngicos.

El término micosis se utiliza en las infecciones causadas por hongos microscópicos; algunas micosis causadas por hongos saprófitos que se encuentran en piel y mucosas se vuelven patógenas cuando la resistencia del huésped es baja o cuando existen condiciones locales o generales para su desarrollo.

Las micosis se dividen en: superficiales, cutáneas, subcutáneas y profundas o sistémicas (viscerales o diseminadas); están limitadas a ciertas regiones geográficas donde muchas personas las adquieren, pero la mayoría solo desarrollan síntomas menores, pueden llegar a ser crónicas y son muy resistentes al tratamiento.

1.5.1 ASEPTIC

Biocida:

Es un término general que describe a un agente químico sintético o de origen natural, que está destinado a neutralizar (ejercer un control) o destruir cualquier organismo considerado nocivo para el hombre.

Antibiótico:

Sustancia química producida por un ser vivo o derivado sintético de ella que mata o impide el crecimiento de organismos sensibles.



Antiséptico:

Los antisépticos son biocidas que se aplican sobre los tejidos vivos, con la finalidad de destruir o inhibir el crecimiento de microorganismos patógenos. No tienen actividad selectiva. Varios de ellos a altas concentraciones pueden ser tóxicos para los tejidos vivos.

Desinfectante:

Es un agente químico que se aplica sobre superficies o materiales inertes o inanimados, para destruir a los microorganismos y prevenir las infecciones. Muchos de los desinfectantes no ejercen actividad selectiva. Su elección debe tener en cuenta los posibles patógenos a eliminar. Varios de ellos son tóxicos protoplasmáticos capaces de destruir la materia viviente, por tanto, no deben ser utilizados sobre tejidos vivos.

Agente esterilizante:

Son aquellos que producen inactivación al 100% de todas las formas de vida microbiana (muerte o pérdida irreversible de su viabilidad). Estos pueden ser físicos o químicos.

Mecanismos básicos del mecanismo de acción inhibitoria:

- *Capacidad para coagular y precipitar proteínas.
- *Alteración de las características de permeabilidad celular.
- *Toxicidad o envenenamiento de los sistemas enzimáticos de las bacterias, que a su vez, dependen del grupo químico.
- *Bloqueo de enzimas específicas que evitan la replicación del microorganismo.



AGENTES QUE DAÑAN LA MEMBRANA:

- a. Detergentes.
- b. Compuestos fenólicos.
- c. Alcoholes.

AGENTES QUE DESTRUYEN A LAS PROTEÍNAS:

- a. Ácidos y bases fuertes.
- b. Ácidos orgánicos no dissociables.

AGENTES MODIFICADORES DE GRUPOS FUNCIONALES:

- a. Metales pesados.
- b. Agentes oxidantes.
- c. Colorantes.
- d. Agentes alquilantes.

AGENTES QUE BLOQUEAN LA REPRODUCCIÓN MICROBIANA:

- a. Bloqueadores RNA Polimerasa

Las sustancias con actividad biocida tienen grados variables de actividad sobre los diferentes grupos de microorganismos. Por ello se habían clasificado en tres categorías según su potencia y efectividad contra los microorganismos, esta clasificación queda inconclusa, ya que en la actualidad existen algunos antisépticos que sí tienen acción contra algunos microorganismos que producen esporas.



•GRUPO UNO

Desinfectantes de bajo nivel: Pueden destruir la mayor parte de las formas vegetativas bacterianas, tanto grampositivas como gramnegativas, algunos virus, con envoltura lipídica y hongos levaduriformes, pero no *Mycobacterium spp*, ni las esporas de bacterias.

-GRUPO DOS

Desinfectantes de nivel intermedio: Inactiva todas las formas bacterianas vegetativas, incluyendo *Mycobacterium tuberculosis*, la mayoría de los virus con o sin envoltura y hongos filamentosos, pero no destruyen necesariamente las esporas bacterianas.

- GRUPO TRES

Desinfectantes de alto nivel: Consiguen destruir todos los microorganismos, excepto algunas esporas bacterianas.

1.5.2 COMPONENTES ACCUA ASEPTIC

El principal componente de la fórmula de ACCUA ASÉPTIC® procede inicialmente de una planta cuyo nombre científico es *Allium sativum*, más conocido como ajo. Pertenece a la familia de las liliáceas, grupo que comprende alrededor 600 especies.

Como ningún otro vegetal a lo largo de la historia, los extractos de liliáceas han gozado de una gran variedad de aplicaciones.

Originario de la parte suroriental de Europa, tiene propiedades medicinales ampliamente comprobadas: se ha utilizado como antibacteriano y antifúngico, estimulante, vermífugo, contra afecciones de la piel y picaduras de animales ponzoñosos, antihipertensivo, hipolipemiante, antiaterogénico, antiagregante plaquetario, fibrínolítico, antioxidante, antiespasmódico,



antianémico antidiabético antiobesidad, antivaricoso analgésico inmunomodulador.

El tipo y concentración de los compuestos extraídos del ajo, depende de la madurez del mismo, de las prácticas de producción y cultivo, localización de la planta y condiciones de procesamiento llevan a la formación y obtención de productos con diferentes características físico-químicas y propiedades biológicas (p.ej. el Allicín tiene una vida media que puede ir de horas hasta días dependiendo del disolvente de extracción o del pH del medio, ya que a pH ácido, la aliinasa, que es la enzima responsable de la formación de Allicín, se inactiva).

También el aceite esencial del ajo, obtenido por destilación a vapor, posee propiedades antioxidantes, pero carece de propiedades bactericidas. El almacenamiento también puede influir en el incremento de compuestos azufrados.

Son tantos los usos medicinales de los extractos de liliáceas, que existen comunicados y escritos en casi todos los idiomas que relatan las bondades y aplicaciones terapéuticas que poseen. Se cuenta que fue introducido por los faraones de Egipto y que Moisés y los hebreos lo dieron a conocer en todo el mundo. Se calcula que su uso medicinal data de hace 4,000 años, sobre todo en Asia Central. Todas las grandes civilizaciones tuvieron en cuenta las grandes propiedades terapéuticas del ajo: Egipcios, hebreos, sumerios, griegos y romanos (entre otros muchos pueblos), que lo consideraron primordial para sanar el cuerpo.

1.5.3 SULFOXIDOS

Quizá los compuestos más valiosos del ajo sean sus aminoácidos sulfúreos; entre ellos, especialmente el Allicín, que es producto de la mezcla de uno de esos aminoácidos, con la enzima aliinasa. Estos



aminoácidos sulfúreos ejercen un marcado efecto antibacteriano y antivírico, contribuyen al incremento de leucocitos, y macrófagos.

Los extractos de las liliáceas se conocen desde 3,000 años antes de Cristo, y su actividad antimicrobiana desde los babilonios. En la Edad Media lo utilizaron para combatir La Peste. Louis Pasteur (1822-1895) reconoció la actividad antimicrobiana de las liliáceas para tratar las infecciones, pero no alcanzó a documentarlas; y desde el descubrimiento y uso de otro elemento de origen vegetal, la penicilina (1928-1940), el mundo científico se encaminó con más interés a investigar sobre las posibles aplicaciones terapéuticas de otros productos derivados de vegetales, como las liliáceas. Fue justamente un investigador de apellido Cavallito, quien logró aislar el principio activo de las liliáceas al que denominó Allicin (J. Am. Chem. 19,44; 66: 1950-1954).

Cavallito y sus colaboradores descubrieron y aislaron el Allicín (Óxido Dialil de Disulfuro Modificado), que es una sustancia que se forma por la acción de la enzima aliinasa, que está presente en la cubierta del ajo, y que cuando actúa sobre la aluna que forma parte de los dientes del ajo al machacarlos, forma el Allicín. Por ello el Allicín no se encuentra en el ajo intacto, ya que sólo se forma por la acción de la enzima aliinasa sobre el allin y estas dos sustancias se encuentran en compartimientos separados en la planta intacta, la transformación hacia Allicín es sumamente rápida y se completa en segundos, teniendo un efecto muy poderoso pero de corta vida.

Sus propiedades antimicrobianas se confirmaron frente a *Escherichia coli*, *Staphylococcus aureus* y otros patógenos. Estudios más modernos han aportado nuevos conocimientos acerca de los derivados de esta planta y sus efectos antimicrobianos. El ajo contiene numerosos componentes activos, de entre los que destacan sus compuestos azufrados. Si el bulbo está intacto y fresco, el componente mayoritario identificado es la aliína o sulfóxido de S-



alil-cisteína (aminoácido azufrado). La aliína es una sustancia inodora e inestable. Cuando los bulbos de ajo se almacenan a baja temperatura, la aliína se mantiene inalterable, en cambio, cuando el ajo es machacado o triturado, la aliína se transforma en Alicín y otros compuestos azufrados (tiosulfanatos), por la acción de la enzima aliinasa.

Estos últimos son muy inestables, se transforman con extrema rapidez en otros compuestos organosulfurados. Se considera que 1 mg de aliína equivale a 0.45 mg de Alicín.

Diversos estudios han sido publicados para describir los mecanismos de acción de Alicín. Se ha descrito que presenta varias formas de acción en contra de los microorganismos. Esta característica inherente a ACCUA ASÉPTIC® ha hecho que se pueda teorizar entre otras cosas, que los microorganismos tendrán menor probabilidad de desarrollar resistencia a este activo.

La acción de ACCUA ASÉPTIC® es debido a su contenido de sulfures de alilo, que contiene entre 1% y 3 % de azufre, lo que tiene acción en los radicales de azufre del microorganismo. Por ejemplo es bien sabido que las bacterias utilizan radicales de azufre en 11 enzimas.

Como mecanismos de acción antimicrobianos más importantes se han propuesto:

1.5.4. MECANISMO DE ACCION

Diferentes reacciones químicas de los radicales sulfhídricos de ACCUA ASÉPTIC® sobre el metabolismo microbiano, causando inhibición de 11 enzimas, ya sea insertando radicales de azufre o causando modificaciones proteicas directamente sobre las enzimas, inhibiendo con esto acciones metabólicas del microorganismo llevando a su muerte.

Por medio de reacciones de Óxido-Reducción crea Radicales libres (ROS-), que por estrés oxidativo rompen la pared celular del microorganismo, al actuar "secuestrando" el Oxígeno que sirve de unión entre las cadenas de NAG (ácido n-Acetil glucosamina) y del NAM (ácido N-Acetil murámico), lo que al final debilita la pared del microorganismo causando su ruptura y muerte.

Por inhibición del desdoblamiento de proteínas del microorganismo, mediante la inhibición de la enzima RNA polimerasa.

Alteración del metabolismo de metales en el microorganismo, causando también alteraciones metabólicas. (Fig. 1)

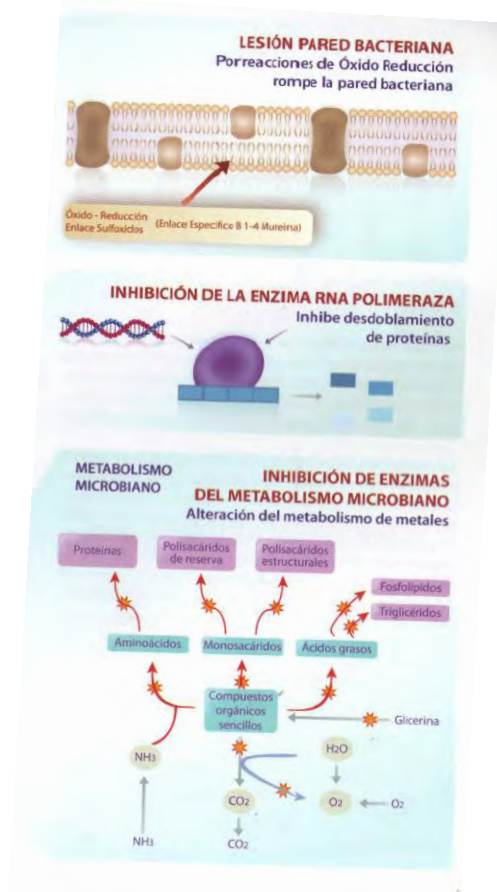


Fig. 1. Mecanismo de acción Aseptic



1.5.5. ESPECTRO DE ACCIÓN

Actúa sobre bacterias Grampositivas y Gramnegativas.

Entre las que se cuenta: *Escherichia coli*; *Staphylococcus aureus*; *Streptococcus pyogenes*; *Streptococcus-Hemolítico*; *Proteus mirabilis*; *Pseudomona aeruginosa*, *Actinobacter pneumoniae*; *Enterococcus faecium*; *Klebsiella pneumo-niae*; *Helicobacter pylori*; *Shigella dysenteriae*, *Clostridium*, *bacillus*. Esto debido al triple mecanismo de acción descrito previamente.

Sobre Virus: *Citomegalovirus*, *Influenzae*, *Herpes*, *Parain-fluenzae*, *Vaccina*, *Rinovirus*, *VIH virus*. Su acción antiviral es principalmente debida a su acción inhibitoria de la RNA polimerasa.

Sobre Hongos: *Aspergillous*; *Candida*; *Cryptococcus*; *Tricophyton*; *Epidermophyton*; *Microspoiium*.¹⁸ (Tabla 1,2 y 3)

MICROORGANISMO DE PRUEBA	TIEMPO DE CONTACTO 30 segundos
■ <i>Escherichia coli</i> ATCC 10536	100%
■ <i>Escherichia coli</i> ATCC 11229	100%
■ <i>Pseudomonas aeruginosa</i> ATCC 9027	100%
■ <i>Klebsiella pneumoniae</i> ATCC 10031	100%
■ <i>Proteus vulgaris</i> ATCC 6380	100%
■ <i>Staphylococcus aureus</i> ATCC 6538	100%
■ <i>Staphylococcus epidermidis</i> ATCC 12228	100%
■ <i>Candida albicans</i> ATCC 10231	100%

MICROORGANISMO DE PRUEBA	TIEMPO DE CONTACTO 30 segundos
■ <i>Escherichia coli</i> ATCC 11229	99.999%
■ <i>Staphylococcus aureus</i> ATCC 6538	99.999%
■ <i>Salmonella typhi</i> CA-C001	99.999%

MICROORGANISMO DE PRUEBA	TIEMPO DE CONTACTO 30 segundos
■ <i>Escherichia coli</i> ATCC 11229	99.999%
■ <i>Staphylococcus aureus</i> ATCC 6538	99.999%
■ <i>Pseudomonas aeruginosa</i> ATCC 15442-2	99.999%
■ <i>Klebsiella pneumoniae</i> ATCC 10031	100%
■ <i>Candida albicans</i> ATCC 10231	100%

Tablas 2.3.4 Efectividad de Aseptico.



CAPITULO II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Se ha estudiado y demostrado que una de las razones por la que se tiene que restituir las prótesis faciales es debido al ataque de hongos (cándida albicans), facilitado por la porosidad y presencia de humedad en la prótesis, no existiendo estudios previos respecto al agregado de algún antimicótico.

Por lo anterior nos planteamos la pregunta de investigación

¿Existirá alteración de la resistencia al desgarre de 2 siliconas al agregar un agente antimicótico?



CAPITULO III. JUSTIFICACIÓN

Por lo anterior con este estudio se pretende determinar si el agregado de un antimicótico a la silicona, afecta la resistencia al desgarre de las prótesis faciales y en que grado, dado a que el ataque fúngico es una de las razones por las cuales la prótesis se tiene que desechar.



CAPITULO IV. OBJETIVOS

4.1. OBJETIVO GENERAL

Determinar el comportamiento de 2 siliconas de reconstrucción facial ante la resistencia al desgarre con agregado de un antimicótico.

4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Valorar la resistencia al desgarre del silicón industrial marca Sista sin agregado de antimicótico

Valorar la resistencia al desgarre del silicón industrial marca Sista con agregado de antimicótico

Valorar la resistencia al desgarre de un silicón experimental sin agregado de antimicótico

Valorar la resistencia al desgarre de un silicón experimental con agregado de antimicótico



CAPITULO V. HIPOTESIS

5.1. HIPOTESIS DE TRABAJO

El agregar un antimicótico a los silicones para reconstrucción facial disminuirá la resistencia al desgarre

5.2. HIPOTESIS NULA

El agregar un antimicótico a los silicones para reconstrucción facial aumentara la resistencia al desgarre

5.3. HIPOTESIS ALTERNA

El agregar un antimicótico a los silicones para reconstrucción facial no afectara la resistencia al desgarre



CAPITULO VI. METODOLOGÍA

6.1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- 16 Muestras de 15 cm x 1.5 cm de silicón industrial de la marca "Sista" (Dow Corning Corporation) para la prueba de desgarre
- 16 muestras de 15 cm x 1.5 cm de silicón experimental para la prueba de desgarre

6.2. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

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

6.3. CRITERIOS DE ELIMINACIÓN

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

6.4 VARIABLES

6.4.1 VARIABLES INDEPENDIENTES

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

6.4.2 VARIABLES DEPENDIENTES

- Composición química de la silicona



CAPITULO VII. DESARROLLO EXPERIMENTAL

7.1. MATERIAL Y EQUIPO

CRISTALERÍA

Loseta de Vidrio de 33 cm x 22 cm x 0.5 cm

Loseta de vidrio de 18 cm x 7 cm x 0.2 cm.

7.1.1 MATERIAL

- Petrolato (Marca Vaseline)
- Silicona industrial marca "Sista" (Dow Corning Corporation USA)
- Silicona experimental
- Solución Accua Aseptic
- Yeso tipo III color amarillo marca "Magnum" (MDC México)

7.1.2. EQUIPO

Espátula para yesos

Taza de hule para yeso

Mufla fabricada de acero de forma rectangular

Conformador de muestras tipo mufla de acero

Dos prensas para enmuflado (México)

Balanza analítica de la marca Toro Rey (México)

Vernier digital de la marca "Mitutoyo*" (Japón)

Máquina universal de pruebas mecánicas "Instron mod 5567" (USA)

Máquina universal de pruebas mecánicas "Instron mod 1137" (USA)



ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA AL DESGARE DE 2
SILICONAS DE RECONSTRUCCIÓN FACIAL AGREGANDO UN ANTIMICÓTICO.



Suajes de acuerdo a la norma ASTM D 624-00 para desgare de 150 mm x 15 mm.

7.2. MUESTREO

Se manejaron 4 grupos de estudio formados cada uno por 8 muestras de silicón para hacer un total de 32 muestras como se explica a continuación

Grupo A: 8 Muestras Sista sin agregado antimicótico.

Grupo B: 8 Muestras Sista con agregado antimicótico.

Grupo C: 8 Muestras Experimental sin agregado antimicótico.

Grupo D: 8 Muestras experimental con agregado antimicótico.



7.3. METODO

El método para poder realizar las pruebas de desgarre se baso en la norma ASTM D624-00 para siliconas ¹⁹

7.3.1 CONFORMACION DEL MOLDE

Para la conformación de muestras se requirió de una mufla de acero de forma rectangular, primeramente se coloco una fina capa de vaselina en toda la superficie interna de las muflas de acero (Fig. 2). acto seguido se mezclo yeso tipo III con la relación indicada por el fabricante (24cc de agua por 100g) vertiéndola en la parte inferior de la mufla vibrando hasta eliminar las burbujas existentes (Fig. 3 y 4).

Posteriormente se coloco la loseta de 18*7*.2cm con una fina capa de vaselina en la superficie ya fraguado el yeso, en la parte inferior de la mufla se coloco una delgada capa de vaselina cubriendo el yeso. En seguida, se coloco la parte superior de la mufla vertiendo yeso tipo III hasta cubrirlo totalmente, y se vibro eliminando todas las burbujas (Fig. 5). finalmente se coloco la tapa sobre la parte superior de la mufla para eliminar el excedente de yeso (Fig. 6).

Una vez fraguado el yeso se procedió a abrir la mufla y se retiro la loseta para obtener el espacio donde se colocaría el silicón. (Fig. 7).



**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA AL DESGARE DE 2
SILICONAS DE RECONSTRUCCIÓN FACIAL AGREGANDO UN ANTIMICÓTICO.**

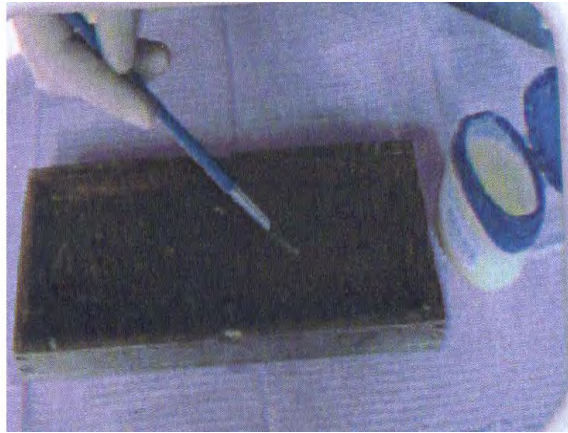


Fig. 2 Colocación de vaselina en las muflas.



Fig.3 Mezclado del yeso tipo III.



Fig. 4 Colocación del yeso en la mufla inferior.



Fig. 5 Colocación de la loseta.



Fig. .6 Colocación de la tapa.



Fig. 7 Obtención de la mufla.



7.3.2. CONFORMACION DE PLACAS DE SILICON

Se colocó una fina capa de vaselina en la superficie del yeso de cada parte de la mufla.

Se procedió a colocar el silicón industrial en la mufla 190 g y a extenderlo por toda la superficie con la espátula, en seguida se cerró la mufla y se prensó lentamente para hacer salir el excedente de silicón con burbujas existentes. Ya prensada la mufla se dejó a temperatura ambiente durante 24 horas. (Fig. 8 y 9).

Para las muestras con agregado antimicótico se procedió de la misma manera y al momento de realizar la colocación del silicón se le adicionó 3.8 g de antimicótico, se procedió al mezclado y a la mufla. (Fig. 10, 11,12).

Para el silicón experimental los pasos a seguir fue colocar el material requerido sobre una loseta de vidrio, se pesó 190g(Fig. 13) de silicón y 4.41 g de catalizador, de un lado de la loseta y del otro lado de la loseta se colocó la misma cantidad de silicón y catalizador mas la cantidad de antimicótico indicada al 2% se homogeneizaron cada una de las muestras(Fig. 14), se llenó una mitad de la mufla con la silicona con antimicótico y la otra sin el antimicótico(Fig15 y 16) se llevó a la mufla donde se prensó(Fig. 17).

Pasadas 24 horas se obtuvo una placa de silicón donde una mitad correspondería al silicón experimental sin antimicótico y la otra mitad con el antimicótico.

De esta manera, se obtuvieron 4 placas de silicón de las cuales se obtendrán las muestras (Fig. 18, 19,20).



**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA AL DESGARE DE 2
SILICONAS DE RECONSTRUCCIÓN FACIAL AGREGANDO UN ANTIMICÓTICO.**



Fig.8 Colocación de la silicona industrial.

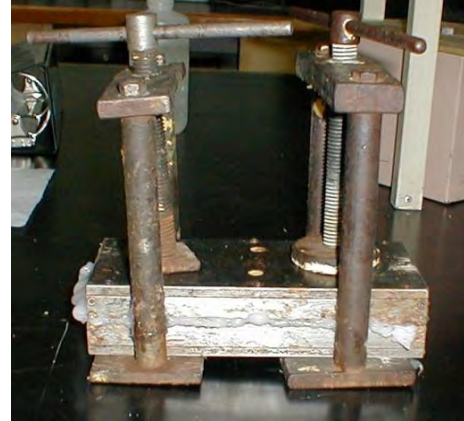


Fig.9 Prensado en la mufla.

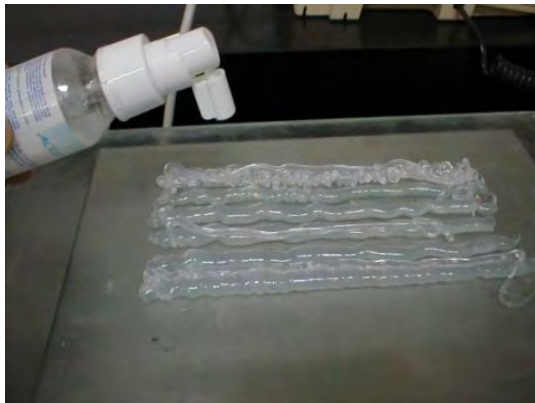


Fig.10 Añadir antimicótico .



Fig.11 Distribución en la mufla.



Fig. 12 Prensado muestra con antimicótico.



**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA AL DESGARE DE 2
SILICONAS DE RECONSTRUCCIÓN FACIAL AGREGANDO UN ANTIMICÓTICO.**



Fig.13 Pesamos .1900kg de la silicona.



Fig.14 Homogenización de los componentes.



Fig.15 Aspecto lateral izquierdo.



Fig. 16 Aspecto lateral derecho.



Fig. 17 Enmufflado.



**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA AL DESGARE DE 2
SILICONAS DE RECONSTRUCCIÓNFACIAL AGREGANDO UN ANTIMICÓTICO.**



Fig.18 Placa de silicón Sista.



Fig.19 Placa de Sista+ Antimicótico.

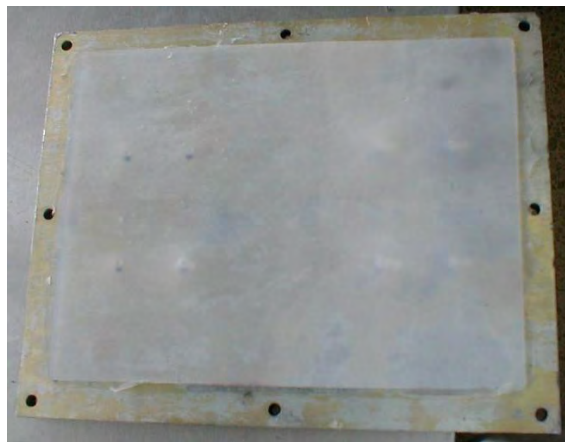


Fig.20 Placas de silicón experimental con y sin antimicótico.

7.3.3. CONFORMACION DE LAS MUESTRAS

Las 4 placas de silicón fueron una a una transferidas a la mufla con el suaje indicado, se colocaron y aplicó presión para obtener las muestras en las medidas indicadas (Fig. 21, 22,23).

Con suajes con las medidas e indicaciones de la norma D624-00 de la American Standard Testing and Materials (ASTM), (Fig. 24, 25) se obtuvieron 8 muestras de 150mm X15 mm por cada uno de los grupos de estudio(4) (Fig. 26,27,28) estas presentaron un corte por el centro de un solo extremo, dividiendo la muestra en 2 pestañas.

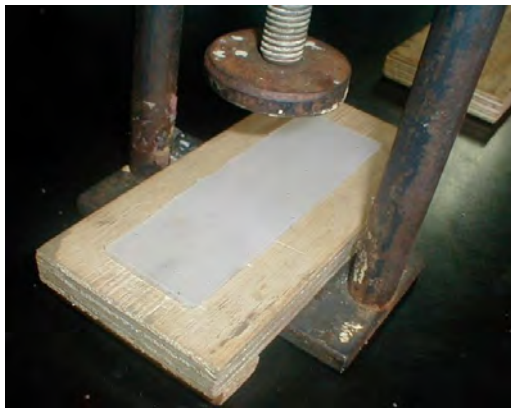


Fig.21 Centrado de las muestras en la mufla.



Fig.22 Suaje y tablas de madera.



Fig.23 Colocación y prensado.



Fig.24 Suaje empleados y obtención.



**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA AL DESGARE DE 2
SILICONAS DE RECONSTRUCCIÓN FACIAL AGREGANDO UN ANTIMICÓTICO.**

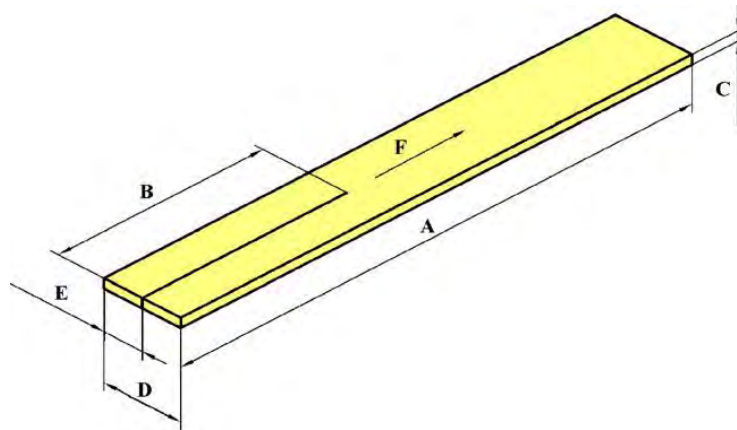


Fig.25 Muestras de acuerdo a la ASTM D624.

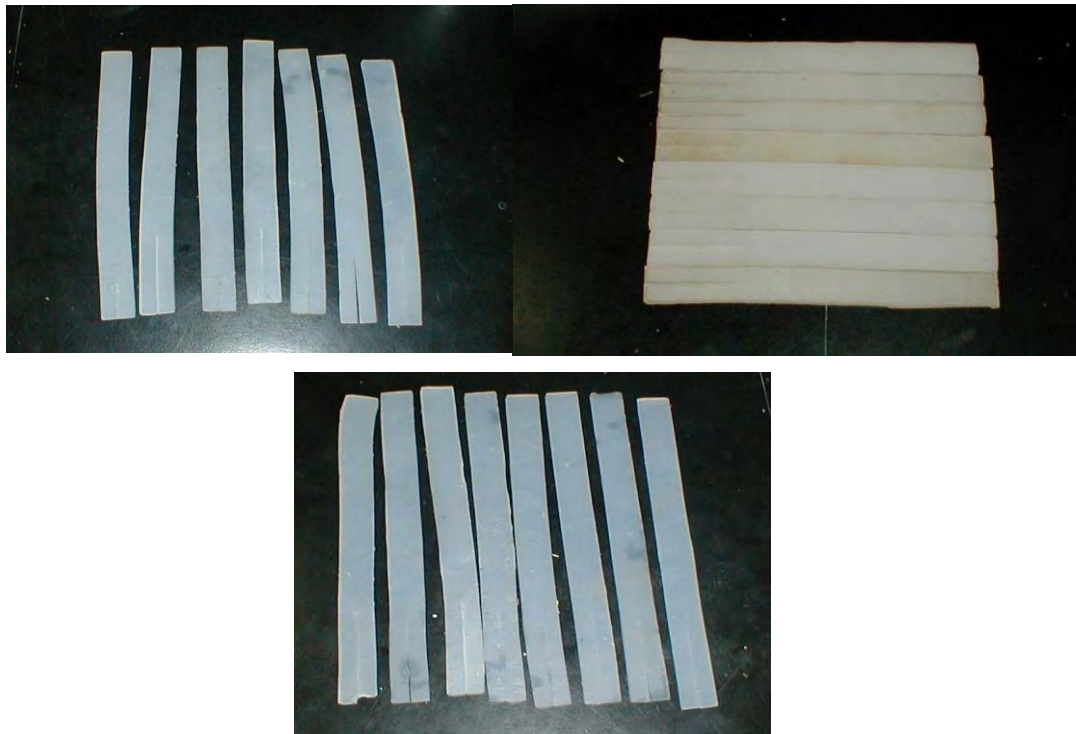


Fig.26, 27 y 28 Muestras obtenidas.



7.3.4. PRUEBA DESGARRE

Finalmente se procedió a realizar la muestra colocando en cada una de las mordazas de la maquina INSTRON (Fig. 29) previamente colocados los aditamentos necesarios (Fig. 30), la prueba se llevo a cabo a una velocidad de 50mm/min hasta el desgarre de la muestra (Fig. 31,32).

La resistencia del silicón se obtuvo mediante la siguiente fórmula ASTM D624-00.

La fuerza de desgarre T, está dada en kilonewtons por metro de grosor con la formula

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

C_{max}= Fuerza máxima aplicada en Newtons

Espesor=Grosor de la muestra en mm



Fig.29 Maquina Instron empleada.



Fig. 30 Colocación de los aditamentos.



Fig.31 Colocación de la muestra.

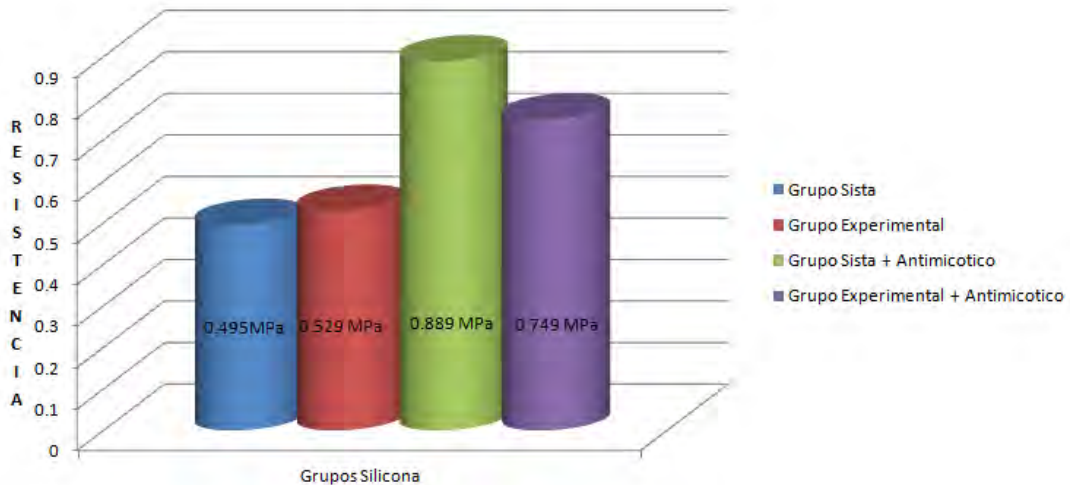


Fig.32 Desgarre de la muestra.



CAPITULO VIII. RESULTADOS

Los valores de la prueba de resistencia al desgarre fueron analizados estadísticamente con ANOVA de una vía y se compararon los grupos con un PostHoc (Tukey) (Grafica1)



Grafica. 1 Cuantificación de los valores de desgarre.

Como se muestra en la grafica el grupo que presento mayor resistencia fue el Sista con antimicótico con una media de 0.889 MPa y una desviación estándar de 0.217 a una $P = 0.484$ y mostrando diferencia significativa con el grupo Sista sin antimicótico y el grupo Experimental sin antimicótico

El grupo que presento menor resistencia fue el Grupo Sista con una media de 0.495 MPa y una desviación estándar de .0660 a una $P = 0.484$ y mostrando diferencia significativa con el Grupo Sista + Antimicótico y el grupo experimental + Antimicótico



CAPITULO IX. CONCLUSIONES

En base a los resultados obtenidos concluimos que:

*La resistencia al desgarre de las siliconas estudiadas se ve aumentada al adicionar un antimicótico (Aseptic)

* En concreto concluimos que el silicón de marca Sista utilizado en la reconstrucción facial con agregado antimicótico para darle protección ante agentes micóticos es más resistente al desgarre que el silicón de la misma marca pero sin el antimicótico, resultando este menos susceptible al desgarre a la hora de retirar la prótesis por las noches o al realizar su limpieza

*También concluimos que la silicona experimental con agregado antimicótico para darle protección ante agentes micóticos es más resistente al desgarre que la silicona de la misma marca pero sin el agregado, resultando este menos susceptible a la ruptura a la hora de retirar la prótesis por las noches o al realizar su limpieza.

Se rechaza la hipótesis de trabajo planteada y se acepta la hipótesis nula.



CAPITULO X. BIBLIOGRAFIA

1. Nachon García Ma. Gabriela, Prótesis maxilofacial; alternativa terapéutica para la recuperación integral del paciente con cáncer bucal, Revista Médica de la Universidad Veracruzana, vol 6.Num.1 Enero-Junio 2006.
2. www.infomed.com
3. Dr. Philips Ralph, la ciencia de los materiales dentales de Scanner. 8va Edición, Nueva editorial interamericana México 1986.
4. Mckinstry, Robert E. Fundamentals of facial prothesis. Universidad de Michigan. ABI Professional Publications, 1995. Pp.79-96.
5. Kenneth J. Anusavice. Science of dental materials. Universidad de Michigan. Saunders, 2003. Pp. 755-756.
6. García Díaz Sergio. La tecnología de los elastómeros RTV y su aplicación en la escultura. Revista Iberoamericana de Polímeros. 2006; 7:127-141.
7. Dres. Sejio Cortez José A. y Hernandez-Perez Enrique, Silicona de grado medico inyectable, Centro de Dermatología y Cirugía Cosmética, San Salvador, El Salvador, International Journal of Cosmetic Medicine and Surgery, vol. 8 numero 1-2006.
- 8 T. V. Korochkina, E.H. Jewell, D.T. Gethin, Experimental and numerical investigation into nonlinear deformation of silicone rubber-pads during ink transfer process, vol 27, issue 6, September 2008, pp. 778-791.
9. Scheone Gustavo Emilio, Siliconas mamarias por Inyección; clínica, diagnostico y tratamiento. División Cirugía Plástica del hospital de clínicas. Facultad de medicina de la Universidad de Medicina. Buenos aires 2008.



10. Jones Steven A, Millis David K, Biocompatibility of layer- by – layer self-assembled nanofilm on silicone rubber for neurons, Department of Biomedical Engineering and Institute for Manufacturing, Louisiana Tech University, Us. 2003.
11. <http://www.legislation.gov.uk/ukxi/1987/1523/contents/made>
12. Hatamieh Muhanad M. Watts David C. Mechanical proprieties and bonding of maxillofacial silicone Elastomers. Dental Materials. 2010; 26: 185-191.
13. Aziz Tariq, Waters, Mark, Jagger Robert. Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials, Journal of Dentistry. 2003; 31: 67-74.
14. A. Atay Haydarpasa. Evaluation of Candida albicans adherence on the surface of various maxillofacial silicone materials Training Hospital, Department of Prosthodontics, Istanbul, Turkey 2012
15. Ribeiro Do Prado Paula Assessment of initial and the permanent deformation of two silicones (Silved Selant and Brascoved) for facial prostheses under the pigmentation and chemical disinfection influence Facultad de Odontología de Araçatuba. UNESP, Brazil.
16. Coelho Goiato Marcelo. Effects of pigment, disinfection, and accelerated aging on the hardness and deterioration of a facial silicone elastomer, Faculty of Dentistry of Araçatuba, Araçatuba, São Paulo, Brazil
17. R.L. Taylor. The effect of resin/cross linker action on the mechanical properties and fungal deterioration of a maxillofacial silicone elastomer. Manchester University. Department of chemistry and Materials. Journal of Materials Science Materials in Medicine 2003 14; 497-502



18. Accua Aseptic Monografía

19. Norma ASTM (American Standards for testing material) designation: D 624-00. Standard test Method for Tear Strength of conventional Vulcanized Rubber and Thermoplastic Elastomers. 2001

20. Muhanad M. Hatamleh Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone Elastomers Biomaterials Research Group, School of Dentistry, University of Manchester June 2009

21. Yumushan Gunay. Effect of tulle on the mechanical properties of a maxillofacial silicone Elastomer, Department of Prosthodontics, Dental Clinic, GATA Military Training Hospital, Istanbul, Turkey 2008

22. Kathryn Bellamy .An elastomeric material for facial prostheses: synthesis, experimental and numerical testing aspects Matrix Biology and Tissue Repair Research Unit, Department of Dental Health and Biological Sciences, Dental School, University of Wales College of Medicine 2003