



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**EVALUACIÓN DE TÉCNICA DE IMPRESIÓN CON  
MATERIALES DE IMPRESIÓN NO ACUOSOS EN  
CONSISTENCIA FLUIDA CON ACETATO**

**T E S I N A**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE**

**CIRUJANO DENTISTA**

**P R E S E N T A:**

**JORGE CHAVARRÍA LOVERA**

**TUTOR: C.D. ARCADIO BARRÓN Y ZAVALA  
ASESOR: MTRO. JORGE GUERRERO IBARRA**

MÉXICO, D. F.

2007



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

*Gracias:*

*A mis padres por todo el apoyo que me dieron a lo largo de mi vida como estudiante por ser un ejemplo a seguir de superación y perseverancia a pesar de todo obstáculo, por su amor, cariño y comprensión que me han dado desde que llegue a sus vidas.*

*Muy en especial a mi hermano por su cariño y apoyo en todo momento que lo necesite para poder lograr llegar hasta el final de este gran sueño.*

*A mi cuñada y sobrinas por todo el apoyo y cariño que brindaron en todo momento que lo necesite a lo largo de estos 5 años.*

*A mi novia por todo el amor, el apoyo, la motivación y esa palabra de aliento que necesitaba en el momento justo.*

*A mi Tutor el Doctor Arcadio Barrón y Zavala por brindarme su ayuda, amistad y tiempo para la elaboración de esta tesina.*

*Al Mtro. Jorge Guerrero Ibarra por su amistad, tiempo, sus consejos y sus conocimientos para la elaboración de esta tesina.*

*Al Doctor Jaime Orea por su apoyo, amistad, consejos, conocimientos y por su objetivo que fue el titularme.*

*A mis profesores por compartir sus conocimientos y consejos para ayudarme a crecer como profesionista y como ser humano.*

*Y por ultimo a esta mi casa de enseñanza la UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO que creyó en mi y brindo una oportunidad para realizar mi sueño de ser alguien en la vida.*

*Mil gracias a todos.*

## INDICE.

	Pagina
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1 Clasificación	2
1.2 Descripción	3
1.3 Composición	5
2 NORMA	6
2.1 Clasificación según la norma	8
3 REACCION QUIMICA	9
4 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	19
5 JUSTIFICACIÓN.	20
6 OBJETIVOS.	22
6.1 Objetivos Generales	22
6.2 Objetivos Específicos	22
7 HIPOTESIS	23
8 MATERIAL	24
8.1 METODOS	25
9 ANALISIS DE RESULTADOS	26
10 CONCLUSIONES	32
11 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	33

## 1 INTRODUCCIÓN.

En muchos procesos odontológicos se requieren copias de los tejidos duros y blandos de la cavidad oral y áreas circunvecinas; los materiales con los que se obtienen réplicas, desde una parte faltante de un diente hasta todos los dientes de la parte superior o inferior o de los procesos desdentados, se conocen como materiales para impresión; de esto se obtiene un positivo o duplicado idéntico al cuerpo impresionado, produciendo la huella que dejan los tejidos de la boca con un material en estado plástico que luego endurece. En el modelo obtenido se puede observar las relaciones entre dientes vecinos y antagonistas para planear y realizar la práctica odontológica que se requiera.

Requisitos que debe de cumplir los materiales de impresión:

1. Poseer adecuada capacidad de reproducción.
2. Ser estable volumétricamente.
3. Ser económicos.
4. Ser compatibles con todos los materiales usados para hacer el modelo positivo.
5. No necesitar equipo especial para su manipulación.
6. Ser biocompatibles.
7. Ser fáciles de manipular.
8. Ofrecer suficiente tiempo de mezclado y trabajo especial para su manipulación.
9. Poder usarse en todos los casos.
10. Tener olor y sabor agradable.
11. Realizar impresiones en el menos tiempo posible.

Actualmente no existe el material ideal, ya que todos tienen ventajas y desventaja.

## 1.1 CLASIFICACIÓN.

Existen varias formas de clasificar estos materiales en cuanto a su estado físico de rigidez o elasticidad que adquieren y mantienen en el momento de ser retirados de la boca.

De acuerdo con el uso de los materiales para impresión, se les puede organizar en aquellos que se pueden usar tanto en áreas no retentivas como en áreas retentivas, sea en paciente con dientes o desdentados, además si necesitan ser rectificadas con otro material o con el mismo pero de diferente consistencia, para lograr mayor fidelidad

Clasificación de los materiales para impresión.	
Rígidos.	Elásticos.
<ul style="list-style-type: none"><li>+ Yeso</li><li>+ Madelina</li><li>+ Compuestos Zinquenolicos</li><li>+ Cerast</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>+ Hidrocoloides reversibles ( agar )</li><li>+ Hidrocoloides irreversibles</li></ul> <p>Elastómeros no acuosos:</p> <ul style="list-style-type: none"><li>+ Hules de polisulfuro</li><li>+ Silicona por condensación</li><li>+ Silicona por adición</li><li>+ Poliéteres</li></ul>

## 1.2 DESCRIPCIÓN.

En la utilización de materiales de impresión elastómeros no acuosos como son la silicona, los hules de polisulfuro y poliéter es cuando el cirujano dentista requiere obtener un copiado (reproducción de detalle) de los tejidos dentales para la elaboración de prótesis fija o cuando se necesita confeccionar aparatos de precisión y se requieren modelos más exactos de las estructuras que se han de reproducir, los materiales idóneos son los elastómeros no acuosos: hules de polisulfuro, siliconas y poliéteres.

Estos materiales tienen en común que los grupos funcionales de donde se obtienen son polímeros de bajo peso molecular, por lo que su consistencia es la de un líquido poco viscoso; consistencia que varía según la cantidad de material de carga que se les agregue. Por el proceso de quimiopolimerización (solamente una variedad de poliéter lo hace por fotopolimerización) adquieren características de sólidos amorfos elásticos, en los que no interviene el agua en ningún momento; por ello se clasifican como elastómeros no acuosos para impresión, que se usan en casos de áreas retentivas, desde un diente hasta toda una arcada, o procesos desdentados, donde la precisión es fundamental.

El antecedente que se puede mencionar de este grupo de materiales (aunque no era para fines odontológicos, sino para la fabricación de moldes de uso artesanal o industrial) es el látex o hule natural, cuyo proceso de polimerización es en alguna fase el mismo que el de los hules de polisulfuro. Por ser un grupo de materiales con propiedades físicas y químicas muy parecidas, se tratarán éstas (como lo han hecho en los consejos de normas de materiales) como propiedades del grupo y no individualmente, ya que sólo existe una norma para todo el grupo, pero cuando sea necesario se harán notar sus diferencias para que en la práctica clínica se pueda elegir el que más se apegue a las necesidades.

Los materiales de este grupo son:

- Hules de polisulfuro, mercaptanos o tiocoles.
- Siliconas por condensación, o polimetil siloxanos.
- Siliconas por adición, o polivinil siloxanos.
- Poliéteres.

La consistencia de cualquiera de ellos, como ya se dijo, está en función directa de la cantidad de material de relleno o carga que tengan y del peso molecular del polímero funcional.

El fenómeno de polimerización se da en los hules de polisulfuro con desprendimiento de agua, en las siliconas por condensación, de alcohol y vestigios de agua; en la polimerización de los poliéteres y de las siliconas por adición no hay subproductos de la reacción. Es muy importante recordar este fenómeno para tener presente por qué unos son más exactos que otros.

Dado lo anterior, se debe tener en cuenta que la magnitud del cambio dimensional de los compuestos poliméricos es directamente proporcional a la cantidad de material empleado. Todos ellos se presentan, en cualquiera de sus consistencias, en dos pastas de diferentes colores, en una de las cuales viene el activador o reactor químico, y que hay que mezclar para que se dé el fenómeno de polimerización dentro del tiempo de trabajo. (Solamente para las siliconas por condensación, en algunas marcas, el activador o reactor viene en forma de líquido)

### 1.3 COMPOSICIÓN

Composición química general de los elastómeros.*			
Material	Grupo funcional	Material de carga	Activador o reactor
Hule de polisulfuro	Polisulfuro	Oxido de zinc Oxido de titanio Sílice	Peróxido o hidróxido de cobre
Silicona por condensación	Polimetilsiloxano	Sílice	Octano de estaño
Silicona por adición	Polivinilsiloxano	Sílice	Sales de plata
Poliéter	Poliéter	Sílice	Éter aromático sulfonado
* A todos ellos les agregan plastificantes para aumentar su fluidez.			

## 2 NORMA CORRESPONDIENTE

La norma 19 de la ADA es la que define tanto los alcances y propiedades que deben tener los elastómeros no acuosos, como las indicaciones que el fabricante debe proveer al cirujano dentista y que son las siguientes:

1. La naturaleza química del producto (polisulfuro, silicona de condensación, silicona de adición, poliéter, etc.). Esta información permite saber, de acuerdo con las pequeñas variantes que existen entre ellas, cuál elegir para el proceso clínico que se necesite.
2. Descripción del tipo y de la viscosidad del mismo.
3. Alguna precaución especial en el endurecimiento del material, por ejemplo, que la pasta de consistencia muy pesada nunca debe usarse sola, porque no tiene exactitud ni reproducción de detalles.
4. Proporciones o cantidades de las pastas en volumen o en peso para una buena mezcla.
5. La técnica adecuada y los aparatos especiales que se requieran para la mezcla, como tipo y dimensiones de losetas, espátulas, áreas de trabajo, así como mezcladores mecánicos o manuales tipo jeringa (actualmente estos equipos se necesitan para presentaciones especiales de consistencia ligera o mediana de siliconas por adición y poliéteres).
6. El tipo de mezclado: manual o mecánico.
7. El tiempo mínimo de trabajo, es decir, el tiempo que tiene el profesional para mezclar, llenar el portaimpresión y colocar el material

en la zona en la que se va a tomar la impresión, aun con la consistencia o fluidez suficiente para impresionar los detalles finos.

8. El tiempo mínimo para retirar el material de la boca del paciente con la seguridad de que saldrá íntegra la impresión.
9. El tiempo máximo para hacer el positivo en yeso, después del cual el material puede presentar cambios de volumen que afectarían el resultado final del trabajo.
10. Las condiciones ambientales de temperatura y humedad para que el producto desempeñe bien su función (normalmente  $22 \pm 2^{\circ}\text{C}$  y  $55 \pm 5$  % de humedad).
11. La máxima vida útil del producto y las recomendaciones de almacenamiento para obtenerla.
12. En su caso, el proceso para electrodepositar y el tipo de electrólito y sal metálica (plata o cobre) que lo permite. Con esta información se podrá, si así se ha elegido, obtener positivos con película de cobre o plata y se sabrá como y con qué hacerlo.
13. Número de lote y fechas de fabricación y caducidad para cualquier aclaración.

## 2.1 Clasificación según la norma

De acuerdo con las diferentes propiedades de recobre elástico, resistencia a la deformación permanente y estabilidad dimensional, la norma 19 de la ADA los clasifica en tres tipos

La viscosidad, que también es un elemento de selección, puede ser, pesada, mediana o ligera.

\*NOTA. En el mercado existe una presentación más que es la consistencia muy pesada que no está considerada en la norma

Clasificación de los elastómeros no acuosos.*			
Tipo	Recobre Elástico	Deformación ante carga	Estabilidad Dimensional
I	Bueno	Baja	Buena
II	Bueno	Baja	Aceptable
III	Aceptable	Aceptable	Buena

\*Aunque los calificativos bueno (a) y baja son menores que aceptable, a un estos valores de aceptable son superiores en comparación con los que se obtienen con otros materiales de impresión como agar o alginato

Con este grupo de materiales se pueden hacer todas las impresiones que se requieren en la práctica clínica odontológica, como son:

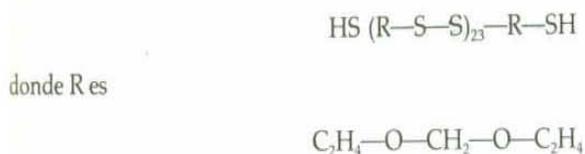
- Individuales o de un solo diente.
- Parciales o de media arcada de dientes.
- Totales de todos los dientes superiores o inferiores.
- Totales sin dientes o parcialmente sin dientes.

Recuérdese que estos materiales son los idóneos para realizar aparatos fijos de precisión.<sup>6</sup>

### 3 REACCIÓN QUÍMICA.

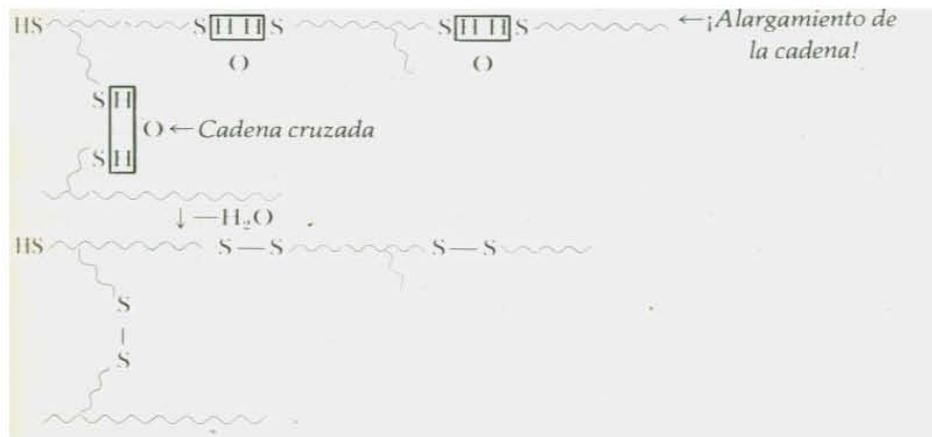
#### QUÍMICA DE LOS POLISULFUROS.

El proceso de transformación de una base de hule o un polímero líquido en un material parecido al caucho se conoce en la industria como la vulcanización o curado. Los dos términos se originaron junto con la producción del hule por calentamiento de la goma natural o látex con azufre. Por analogía, los dos términos se emplearon para referirse a la producción de moléculas sintéticas, aunque en algunos casos no esté presente el azufre. Con mayor exactitud, el proceso se llama unión cruzada, el ingrediente básico del polímero de polisulfuro con una fórmula estructural general.<sup>2</sup>



Además, este polímero lineal contiene cerca de 1 mol % de ramificaciones para dar grupos de mercaptano pendientes como sitios de entrecruzamiento. Un producto comercial representativo es el LP-2 elaborado por la Thiokol Corporation, y su tecnología es bien conocida. Los polímeros dentales de polisulfuro utilizan esta tecnología con modificaciones apropiadas para uso odontológico. Este polímero por lo regular cruza sus cadenas con agentes oxidantes: el más frecuente es el dióxido de plomo.

La incorporación de dióxido de plomo al polímero de polisulfuro da lugar tanto a la prolongación de la cadena del polímero por oxidación de los grupos terminales de los grupos —SH, como a su encadenamiento cruzado por oxidación de los grupos —SH pendientes:



Como los grupos pendientes sólo comprenden un pequeño porcentaje de los grupos

—SH disponibles, al principio predomina el alargamiento de la cadena, esto aumenta la viscosidad; la siguiente reacción en cadena cruzada es la que une a todas en una red tridimensional que confiere propiedades elásticas al material. (El aumento inicial de viscosidad antes que el material endurezca es familiar al dentista que acostumbra manejar este tipo de sustancia. Esta reacción es más eficaz si hay una pequeña cantidad de azufre.

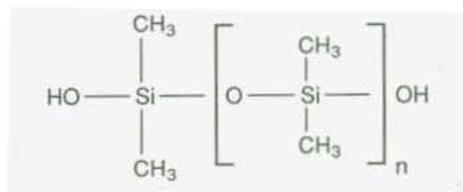
En lugar del dióxido de plomo, se puede utilizar un hidroperóxido orgánico (p. ej., el de t-butilo). Infortunadamente, estos compuestos que se utilizan en odontología tienen poca estabilidad dimensional por la volatilidad del hidroperóxido que se utiliza. El otro sistema de cadenas cruzadas con éxito en los polisulfuros dentales se compone de algunos hidróxidos inorgánicos complejos (p. ej., el cobre), pero se desconoce su mecanismo químico.

La reacción de polimerización de los compuestos de polisulfuro es exotérmica; la cantidad de calor que se genera depende de la cantidad total de material y concentración de los iniciadores. La humedad y temperatura ejercen un efecto importante en el curso de la reacción.

La mezcla se realiza sobre una lámina de papel plastificado o una loseta de vidrio; la reacción de curado comienza al iniciarse la mezcla y alcanza su

nivel máximo poco después de terminar el espatulado, momento en el cual empieza a formarse una cadena resiliente. Durante el fraguado final se obtiene un material de elasticidad y resistencia adecuadas que se puede retirar de los espacios retentivos con mucha facilidad.<sup>2</sup>

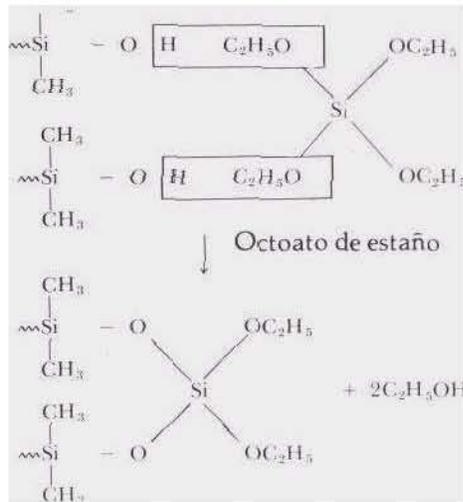
QUÍMICA (SILICON POR CONDENSACIÓN). El polímero se compone de un poli (dimetilsiloxano) hidroxiterminado



La unión cruzada se realiza mediante una reacción con silicatos alquílicos trifuncionales y tetrafuncionales, como el ortosilicato tetraetílico en presencia del octoato de estaño  $[\text{Sn}(\text{C}_8\text{H}_{17}\text{O}_2)_2]$ . Estas reacciones se efectúan a temperatura ambiente y por eso se denomina VTA (vulcanización a temperatura ambiente; del inglés RTV, room temperature vulcanization) en la literatura técnica. El polímero VTA se compone de unas mil unidades; el material base se vende en una pasta de consistencia similar a la de los elastómeros de polisulfuro, mientras el catalizador es un líquido de baja viscosidad o una pasta.

La formación del elastómero se realiza por cadena cruzada entre los grupos terminales de los polímeros de silicón y silicato de alquilo para formar una red tridimensional como sigue:

CH



Se observa que el alcohol etílico es un producto colateral de la reacción. Su evaporación subsecuente es la causa probable de la contracción que se produce en un silicón fraguado

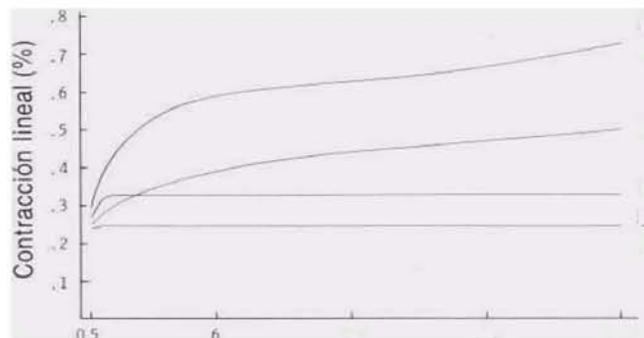
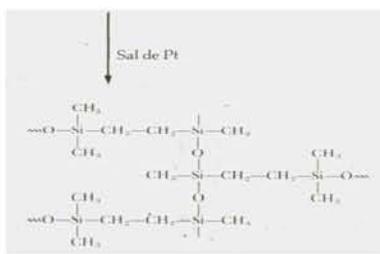
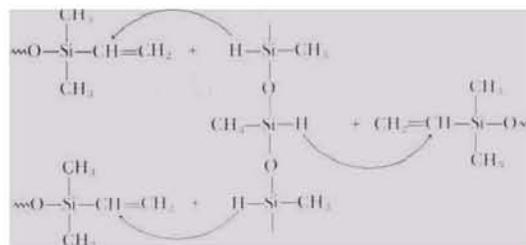
Los silicatos de alquilo son un poco inestables, en particular si se mezclan con el compuesto órgano-estañoso y así forman un solo líquido catalizador. Por tanto, la vida útil en almacenamiento se limita como resultado de la oxidación del componente de estaño en el catalizador; también es resultado de la degradación o unión cruzada de la base durante el almacenamiento.

Como en el caso de los polisulfuros, el fabricante trata de conseguir un equilibrio de los requisitos problemáticos (es decir, vida útil estable para el almacenamiento, alta velocidad de curado y un elevado rendimiento de las propiedades físicas). Antes de proseguir, es conveniente poner en claro la terminología que se utilizará.

Estos elastómeros se curan por una reacción de polimerización y cadenas cruzadas durante este proceso, lo cual es esencial para producir sus propiedades elásticas. Los términos curado y cadenas cruzadas se utilizan de manera indistinta en este caso. Sin embargo, endurecimiento no significa curado: el primero se produce por el cruzamiento de cadenas, pero se refiere

al grado de polimerización por uniones cruzadas que conduce a una elasticidad suficiente, y se puede retirar la impresión de los dientes preparados sin distorsión permanente grave. También significa deformación permanente después de la tensión y, por lo regular, se expresa en porcentajes.<sup>2</sup>

QUÍMICA (SILICON POR ADICIÓN). En este caso, el polímero termina con grupos de vinilo y cruza cadenas con los grupos hidruro activados por un catalizador de sal de platino, por una reacción de adición como se muestra en seguida:



Tiempo (h)

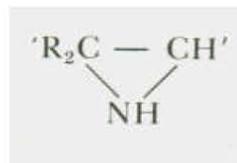
Contracción de cuatro materiales elastómeros para impresión

Las pastas base y catalizadora contienen silicón vinílico. Si la que está marcada como "catalizador" tiene la sal de platino, entonces la pasta "base" tiene el silicón híbrido. También están presentes en la pasta retardadores con un catalizador de platino.

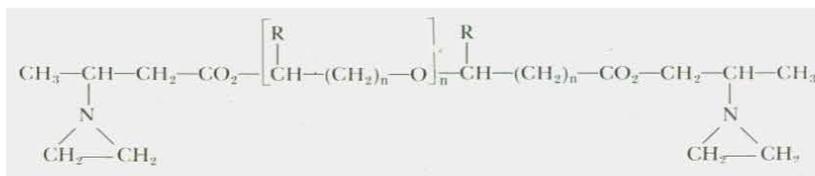
Nota. No hay productos colaterales de la reacción si existe balance del silicón vinílico y del hidruro. Si no se mantiene un equilibrio adecuado, se produce gas hidrógeno, lo que causa burbujas en la superficie de la impresión y, en consecuencia, en el modelo de yeso. Los fabricantes por lo regular agregan un metal noble, como el platino o paladio, para que actúe como limpiador del hidrógeno que se libera. Este también se forma por la presencia de humedad o grupos silano residuales que reaccionan con los hidruros del polímero base.

Al silicón por adición también se le denomina con frecuencia *poli(vinüosiloxano)* y *vinil polisiloxano*.<sup>2</sup>

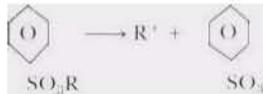
QUÍMICA (POLIÉTER). Hay otra clase de material para impresión elastómero que presentó Alemania a fines del decenio de 1960. Es un polímero a base de poliéter que cura por la reacción entre los anillos aziridínicos,



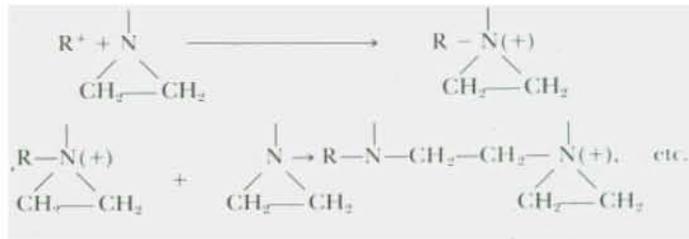
que se encuentran en el extremo de las moléculas polietéricas ramificadas:



La cadena principal es, probablemente, un copolímero de óxido etilénico y tetrahidrofurano. La unión cruzada y, por tanto, el endurecimiento, se lleva a cabo por un éster aromático sulfonado del tipo:



donde R es un grupo alquilo. Esto produce una cadena cruzada por polimerización catiónica por medio de los grupos terminales imina:



En todos ellos se da la polimerización por ruptura de los dobles enlaces de sus moléculas, por los activadores respectivos.

En los polisulfuros y siliconas por condensación hay subproductos de la reacción, mientras que en las siliconas por adición y en los poliéteres no los hay.

Masafumi Kaenehira, DMD, PhD en su artículo Surfase detail reproducción with new elastomeric dental impresión materials. Nos habla de la capacidad de reproducción de detalle de dos materiales a base de poliéter y uno híbrido a base de poliéter (Fig.2) y polivinilsiloxano (Fig.1) en el cual se realizó un estudio comparativo de la reproducción de detalle en el cual las

impresiones tomadas con los dos poliéter tuvieron un buen desempeño en cuanto a la reproducción de detalle mientras que en el material de impresión híbrido no se obtuvieron resultados satisfactorios.<sup>2</sup>



Fig. 1 Silicona por adición en consistencia ligera

J.E. Troconis Ganimez en su acta odontológica “El Control de infecciones en el laboratorio odontológico del 2003” habla de la desinfección de las impresiones hechas en el consultorio odontológico que deben desinfectarse antes de ser vaciadas en yeso, utilizando sustancias desinfectantes que deterioren o distorsionen la impresión y como elegir el desinfectante correcto para obtener tanto la desinfección de la impresión y el no afectar la estructura de la impresión de los elastómeros no acuosos y la gran importancia de la desinfección de las impresiones dentales después de retirarlas de la cavidad bucal del paciente con el objetivo de prevenir las infecciones cruzadas como el VIH, la hepatitis B y la hepatitis D o agente Delta que podemos generarle a los técnicos y al personal del laboratorio por la manipulación de modelos vaciados en yeso para la elaboración de las prótesis dentales; en dicha acta nos recomienda que los desinfectantes a utilizar sean consultados o sugeridos por los fabricantes de los materiales de

impresión para no generar cambios en cuanto a la composición del material y a cambios dimensionales que afecten a la fidelidad de la reproducción de detalle de la impresión.<sup>15</sup>



Fig.2 Poliéter en consistencia ligera

Leendert (Len) boksman, DDS, BSCA, FADI, FICD y Roberto R. Cowie, DDS, FAGD. 2004 En su artículo Fabricación de impresiones de polivinilos: El éxito miente en los detalles. Habla sobre la elección (prefabricación) del portaimpresiones para la toma de impresiones con elastómeros de silicón por adición y la importancia de utilizar pegamento entre la bandeja y el material de impresión, y como evitar la contaminantes, tales como sulfuro de los guantes de látex el cual inhibe totalmente la polimerización del polivinil siloxano los acrílicos, metacrilatos y la jalea de petróleo (vaselina) estos pueden interferir disminuyendo su capacidad de tomar los detalles finos. Con la prefabricación del portaimpresiones es con el objetivo de distribuir el material de de la impresión el rededor de las estructuras a reproducir,

uniformemente con lo cual se reduce la cantidad del material y obtendremos tanto una impresión uniforme con gran reproducción de detalle.

Las desventajas del portaimpresiones prefabricado de resina acrílica es que no podemos tomar la impresión después de la elaboración del portaimpresiones porque debemos dejar que la resina acrílica termine su polimerización total porque tienden a torcerse en cierto plazo por lo cual debemos por lo menos tomar la impresión de dos tres días después de su elaboración a comparación de la técnica de la prefabricación del portaimpresiones a base de acetato con la ayuda del Vacuum o cámara de vacío el acetato una vez conformado no (tuerse o) se modifica y su elaboración requiere de 10min. (previa impresión de yeso) y podemos tomar la impresión en esa misma cita con lo cual tendremos un ahorro tanto económico como de tiempo de trabajo, y a comparación de los medios de retención mecánica como de adhesión utilizados en dicho articulo solo tenemos que utilizar un adhesivo de contacto (metacrilato) como “la kola loka” en presentación brocha el cual nos proporciona mayor tiempo de trabajo a comparación de otras presentaciones de la misma marca comercial y con el cual obtenemos una excelente adhesión entre adherente y adhesivo por lo cual esta técnica que se desarrolla en la presente tesina supera los resultados finales en cuanto a tiempo de trabajo y resultados en la obtención de reproducción de detalle.<sup>16</sup>

#### 4 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

En la actualidad en la práctica odontológica general o especializada el cirujano dentista y el especialista en prótesis deben contar con una amplia gama tanto de materiales como de técnicas para la toma de impresiones en la elaboración de prótesis fija por lo cual la inquietud de la creación de esta nueva técnica la cual es más rápida y económica.

Con esta técnica se pretende la economía en el gasto del material que se requiere para la toma de impresiones en el consultorio dental y la obtención de buenos resultados que en este caso es la reproducción de detalle (fidelidad) de las estructuras bucales que deseamos reproducir para la elaboración de prótesis fija.

En esta nueva técnica de toma de impresiones pretendemos obtener resultados satisfactorios como en la técnica tradicional o de impresión a base de silicona en consistencia pesada y ligera (Fig3). en un solo paso, es con el objetivo de simplificar y ahorra tiempo y recursos económicos y así dar un opción mas al cirujano dentista en la toma de impresiones para prótesis fija en la practica general.



Fig.3 Silicona en presentación en consistencia pesada y ligera.

## 5 JUSTIFICACIÓN.

En el presente estudio se analizaron tres materiales de impresión elastómeros no acuosos en consistencia ligera en el cual se obtuvo una reproducción igual al método de un solo paso a base de silicona en consistencia pesada y ligera

Con la realización de esta nueva técnica es con el objetivo de facilitar los procedimientos al cirujano dentista, en la utilización de hules de polisulfuro y del poliéter debemos realizar un portaimpresiones individual a base de resina acrílica el cual requiere una técnica complicada para su elaboración, y otra desventajas de su elaboración es la dificultad para moldear la resina acrílica durante el proceso de polimerización; para la adhesión de los materiales de impresión a los portaimpresiones prefabricados de resina acrílica debemos utilizar un adhesivo en este caso utilizamos (“resistol 5000”) por lo cual es difícil eliminar los residuos Con esta técnica también requerimos de un positivo de yeso previo.

Para el desarrollo de esta técnica solo requerimos una impresión previa de alginato vaciada en yeso (obtenida una cita antes) para la conformación del acetato con ayuda del Vacumm o cámara de vacío para la elaboración del portaimpresiones, una vez conformado y recortado el portaimpresiones (tiempo estimado 5 minutos) tomamos la impresión en esa misma cita a comparación de la técnica de elaboración de portaimpresiones de resina acrílica requiere de dos a tres días en lo que la resina aríllica se contrae o distorsiona como lo menciona Leendert Boksman y Roberto R. Cowie en su artículo Fabricación de portaimpresiones polivinilos: El éxito miente en los detalles. El adhesivo que utilizamos es (un metacrilato) de contacto con nombre comercial “kola loka” en presentación brocha, cuenta con un aplicador en forma de brocha por lo cual facilita su manipulación nuestras monos no tienen contacto con el y es fácil de aplicar y nos proporciona buena adhesión entre el portaimpresiones y los elastómeros no acuosos.

Una vez tomada la impresión de los tejidos bucales se retira y se deja por un lapso de 30 minutos a que recobre su estado elástico el material de impresión se vacía en yeso tipo V y obtenemos en positivo con gran reproducción de detalle. Los usos del Vacuum o cámara de vacío (Fig.4) y de los acetatos en odontología es para la confección de guardas nocturnos, férula, provisionales, mantenedores de espacios y ahora con el desarrollo de esta nueva técnica la confección de portaimpresiones prefabricados para materiales de impresión como son los elastómeros no acuosos



Fig.4 Cámara de vacío o Vacuum

---

## 6 OBJETIVO.

### 6.1 Objetivo General.

Determinar si los tres elastómeros no acuosos como son la silicona por adición, los hules de polisulfuro y el poliéter con la utilización de portaimpresiones prefabricados, obtenemos gran reproducción de detalle de los tejidos bucales en la nueva técnica a desarrollar para la toma de impresiones para prótesis fija.

### 6.2 Objetivos Específicos.

- + Determinar si el adhesivo a utilizar tendrá adhesión con los materiales de impresión ya mencionados al porta impresiones prefabricado de acetato
- + Determinar si la silicona (en consistencia ligera) por adición cumplirá con el objetivo del estudio.
- + Determinar si los hules de polisulfuro cumplirá con el objetivo del estudio.
- + Determinar si el poliéter cumplirá con el objetivo del estudio.
- + Comparar los tres grupos de las muestras en contra del dado maestro

## 7 HIPOTESIS.

En el desarrollo de la nueva técnica de toma de impresiones con elastómeros no acuosos en consistencia ligera con portaimpresiones prefabricados a base de acetatos ¿obtendremos como resultado la reproducción de detalle igual o mayor en comparación a la toma de impresiones con silicona en consistencia pesada y ligera?

## 8 MATERIALES Y MÉTODOS

- Siliconas
  - Hules de polisulfuro
  - Poliéter
  - Portaimpresiones prefabricado
  - Loseta de vidrio
  - Espátula para hules
  - Jeringa para impresiones
  - Acetatos del calibre del 60
  - Vacumm (cámara de vacío)
  - Tijeras para oro
  - Tasa para yesos
  - Espátula para yesos
  - Medidas para líquido y polvo para yeso
  - Vibrado
  - Adhesivo (Metacrilato)
-

## 8.1 METODO.

El presente estudio fue realizado en el Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales de la División de Estudios de Postgrado e Investigación. El Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales de la División de Estudios de Postgrado e Investigación nos proporciono el dado maestro o de trabajo dicho dado cuenta con medidas establecidas, se bloqueo con un papel de estaño de 1 milímetro de grosor y con ayuda de la cámara de vacío o Vacumm se conformaron y recortaron los acetatos (portaimpresiones).

Una vez listos los portaimpresiones se tomaron las impresiones con hule de polisulfuro, silicona por adición y poliéter en grupos de cinco muestras (después de tomadas las impresiones se dejaron por un lapso de 30min. para su recobre elástico después de desalojo del dado maestro) para cada cinco muestras se pesaron 100gs. de yeso tipo V (Fig.8) con ayuda de la bascula Ohaus(Fig.7) digital y 25 ml. De agua con ayuda de un probeta graduada, se mezclo por un minuto a mano con ayuda del vibrador se corrieron o vaciaron todas las muestra en yeso, las cuales se retiraron de los portaimpresiones para su medición con ayuda del microscopio el cual se muestra en la figura.5 y 6



Figura.5 microscopio utilizado en el estudio

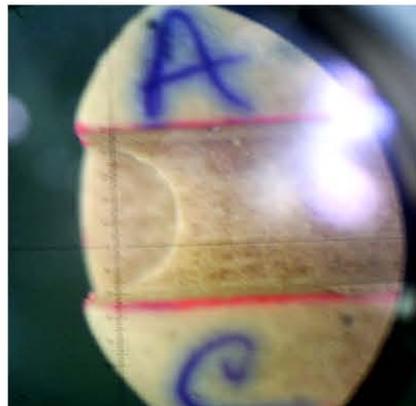


Fig.6 Vista a través del microscopio

## 10 CONCLUSIONES.

Podemos concluir diciendo que en la creación de esta nueva técnica se cumplieron algunos de los objetivos fijados que fueron los siguientes:

- + Ahorro de tiempo de trabajo
- + Ahorro en inversión de materiales de impresión en el consultorio dental
- + Facilitar la toma de impresiones con los elastómeros no acuosos
- + Reproducción de detalle de los tejidos a reproducir
- + Dar una opción mas al Cirujano Dentista en la toma de impresiones en el consultorio dental.

Recomendamos es técnica para la toma de impresiones en la practica odontológica por que se coloco al par de la técnica tradicional o de un solo paso a base de silicona en consistencia pesada y ligera, porque se obtuvo la misma reproducción de detalle en ambas técnicas

## 9 ANALISIS DE RESULTADOS.

En el laboratorio Investigación de Materiales Dentales de la División de Estudios de Postgrado e Investigación se sometieron tres elastómeros no acuosos de los cuales se obtuvieron cinco muestras de cada uno de ellos, (como son la silicona por condensación, los hules de polisulfuro y del poliéter) las cuales se compararon con la muestra tomada a base de silicona en consistencia pesada y ligera por el método tradicional o de un solo paso, los resultados que se obtuvieron no fueron significativos en cuanto a un aumento en la reproducción de detalle sino que se registraron resultados similares en cuanto a la reproducción de detalle; por lo consiguiente podremos decir que la técnica cumplió con uno de los objetivos que fue simplificar y facilitar la toma de impresiones en prótesis fija con la utilización de los elastómeros no acuosos y los portaimpresiones conformados de acetato en el consultorio dental y cabe mencionar que con el desarrollo de esta nueva técnica también habrá una economización en cuanto a tiempo y recursos económicos (dinero).



Fig.7 bascula digital marca Ohaus

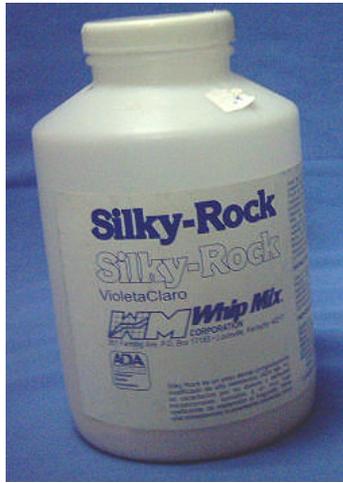
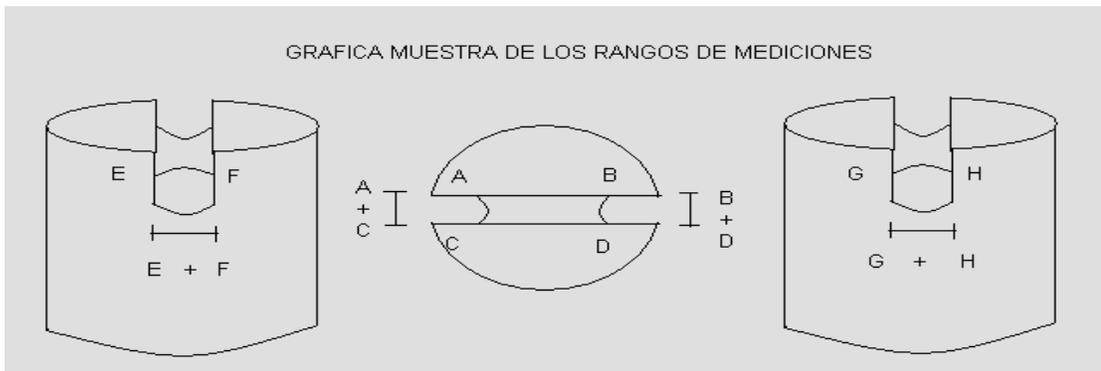


Fig.8 Yeso tipo V

MEDICION	GRUPO MUESTRA
A+C	3.363
B+D	3.5
E+F	3.272
G+H	3.409

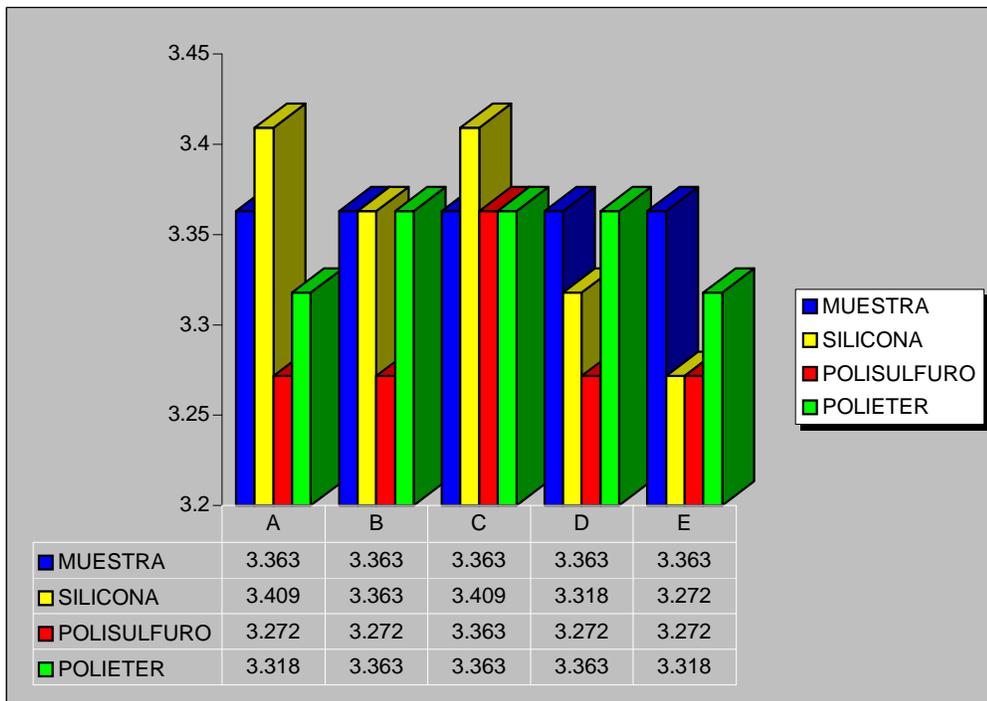
Tabla.1 Donde se muestran los rangos de mediciones y la cifras comparativas.



En la figura se muestran los rangos que se tomaron en cuenta en el estudio comparativo de todas las muestras.

A+C	MUESTRA	SILICONA	POLISULFURO	POLIETER
A	3.363	3.409	3.272	3.318
B	3.363	3.363	3.272	3.363
C	3.363	3.409	3.363	3.363
D	3.363	3.318	3.272	3.363
E	3.363	3.272	3.272	3.318

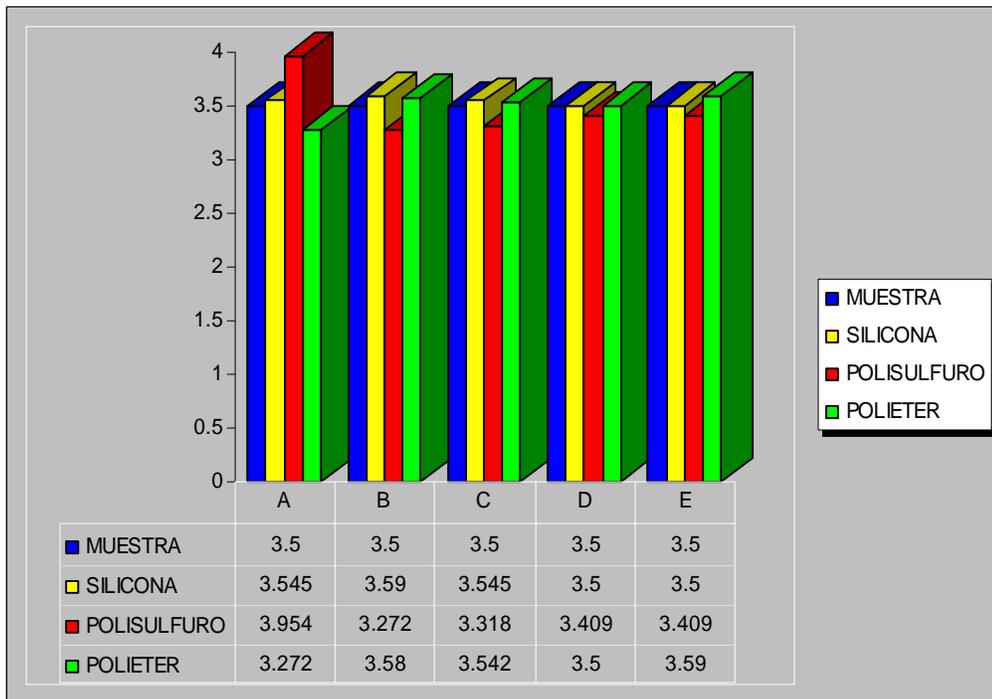
Tabla.2 En esta tabla están registrados los resultados de las mediciones del rango de A+C de las cinco muestras de cada uno de los elastómero y fueron comparadas con el grupo muestra o control



La grafica muestra los resultados obtenidos del rango de medición que va de A+C en el estudio comparativo de los tres grupos de muestras en contra del grupo muestra o control.

B+D	MUESTRA	SILICONA	POLISULFURO	POLIETER
A	3.5	3.545	3.954	3.272
B	3.5	3.59	3.272	3.58
C	3.5	3.545	3.318	3.542
D	3.5	3.5	3.409	3.5
E	3.5	3.5	3.409	3.59

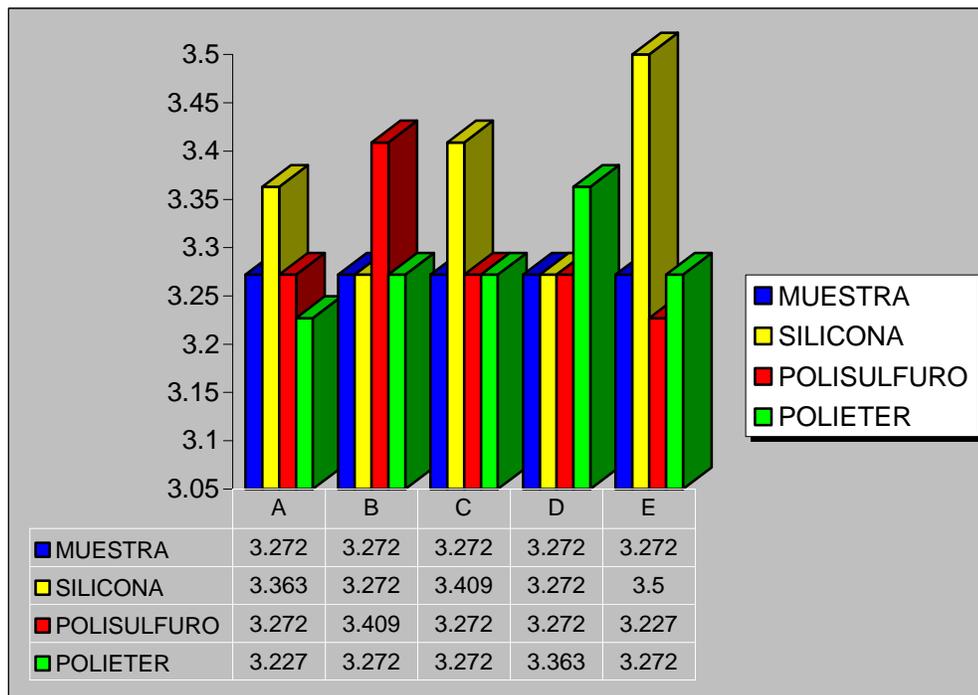
Tabla.3 En esta tabla están registrados los resultados de las mediciones del rango de B+D de las cinco muestras de cada uno de los elastómero y fueron comparadas con el grupo muestra o control



La grafica muestra los resultados obtenidos del rango de medición que va de B+D en el estudio comparativo de los tres grupos de muestras en contra del grupo muestra o control.

E+F	MUESTRA	SILICONA	POLISULFURO	POLIETER
A	3.272	3.363	3.272	3.227
B	3.272	3.272	3.409	3.272
C	3.272	3.409	3.272	3.272
D	3.272	3.272	3.272	3.363
E	3.272	3.5	3.227	3.272

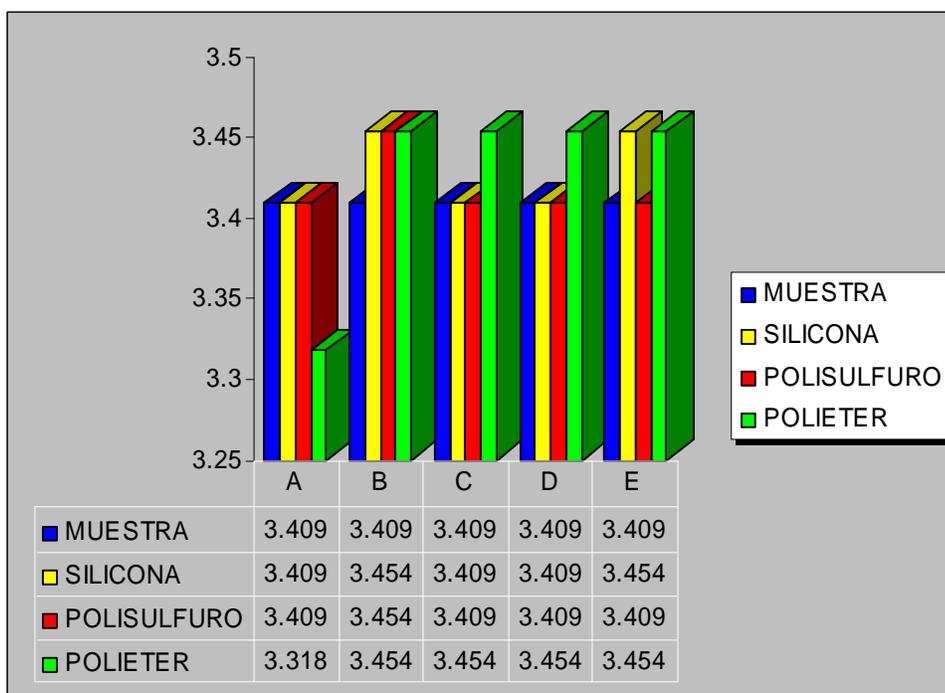
Tabla.4 En esta tabla están registrados los resultados de las mediciones del rango de E+F de las cinco muestras de cada uno de los elastómero y fueron comparadas con el grupo muestra o control



La grafica muestra los resultados obtenidos del rango de medición que va de E+F en el estudio comparativo de los tres grupos de muestras en contra del grupo muestra o control.

G+H	MUESTRA	SILICONA	POLISULFURO	POLIETER
A	3.409	3.409	3.409	3.318
B	3.409	3.454	3.454	3.454
C	3.409	3.409	3.409	3.454
D	3.409	3.409	3.409	3.454
E	3.409	3.454	3.409	3.454

Tabla.5 En esta tabla están registrados los resultados de las mediciones del rango de G+H de las cinco muestras de cada uno de los elastómero y fueron comparadas con el grupo muestra o control



La grafica muestra los resultados obtenidos del rango de medición que va de G+H en el estudio comparativo de los tres grupos de muestras en contra del grupo muestra o control.

## 11 BIBLIOGRAFÍA.

1. Anusavice K. Phillips Science of Dental Materials 10<sup>a</sup> . Ed . Cd México: Editorial Mc Graw Hill Interamericana 1996 Pp. 156-163
2. Barceló H.F., Palma J.M. Materiales Dentales. Conocimientos básicos aplicados 1<sup>a</sup> .ed. México Editorial Trillas, 2003 Pp. 179-181
3. Macchi R.L Materiales Dentales. 3<sup>a</sup> Ed. Argentina Editorial Medica Panamericana, 2003.Pp 201-206.
4. Mac Cabe JF. Y Cols. Materiales de aplicación dental México Salvat Editores, 1988; Pp 121-128.
5. Williams DF. Materiales en la Odontología Clínica 1<sup>a</sup> Ed. México Editorial Mundi. 1982 Pp. 181-215.
6. especificación Numero 19 de la Asociación Dental Americana, Para los materiales elastomericos no acuosos.
7. Butta R, Tredwin C, Nesbit M, M oles D. Type IV gypsum compatibility W ith five addition-reaction silicone impression materials. J Prostetic Dent 2005;93:151-154.
8. Oda Y, Matsumoto T. Sumii T, Evaluation of Dimencional stability of elastomeric impresión materials during disinfection Bull Tokio dent 1995; 35: 1-7.
9. Rebecca L. Taylor, Paúl S. Wright y Christopher Maryan, Procedimientos de la desinfección: Su efecto sobre la exactitud dimencional y la calidad superficial de los materiales de la impresión y de los elastómeros no acuosos del yeso 2002; 18:103-110.

10. Masafumi Cañería, DMD<sup>1</sup>, PhD/Werrner J. Finger, Dr med Dent, PhD<sup>2</sup>/ Masashi Komatsu, DDS, PhD<sup>3</sup>, Surface dentail reproduction with new elastomeric dental impresión materials, Quintenssesce International.Vol. 38 Num. 6 june 2007:Pág. 479-486.
11. Huan Lu DDS, PhD, Belinda Nguyen, and John M. Poewrs, PhD, Mechanical properties of hydropylic addition silicone and polyether elastomeric impresion materials,J prosthet Dent 2004; 92: 151-4.
12. Jac D Gerrow, DDS.MS,MEd, and Richard B. Price, BDS, DDS; MS<sup>b</sup>,comparison of the surface detail reproduction of flexible die material systems;J Prosthet Dent 1998;80:485-9.
13. David G. Drennon and Glen H. Johnson, The effect of immersion disinfection of elastomeric impressions on the surface detail reproduction of improved gypsum casts. J Prosthet Dent 1990;63:233-41.
14. Jack D. Gerro and Robert L. Shneider, A comparison of the compatibility of elastomeric impression materials, type IV dental stone, and liquid media, 1987;87:292-297.
15. J.E. Trocoins Ganimez, El control de infecciones en el laboratorio odontológico, Scielo, Acta odontologica Venezuela 2003;41:1-8.
16. Leendert Boksman and Roberto R. Cowie, Fabricación de impresiones polivinilos: El exito miente en los detalles,Dental Assistant of the Year, 2005;21:12-20.