



UNIVERSIDAD NACIONAL  
AUTÓNOMA DE MÉXICO.  
FACULTAD DE ESTUDIOS  
SUPERIORES IZTACALA  
DIVISIÓN DE INVESTIGACIÓN Y  
POSGRADO.  
ESPECIALIZACIÓN EN  
ORTODONCIA.

**“PROPIEDADES DE LOS MÓDULOS  
ELASTOMÉRICOS DE DIFERENTES MARCAS  
COMERCIALES, UTILIZADOS EN ORTODONCIA.  
ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO”**

TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE ESPECIALISTA  
EN ORTODONCIA.

PRESENTA EL C.D. MARIO ALFREDO CONTRERAS  
ELIZALDE.

TUTOR DE TESIS C.D. ESP. EN ORTODONCIA  
ARCADIO ALVARADO TORRES.

ASESOR MAESTRA ALEJANDRA MORÁN REYES.

TLALNEPANTLA DE BAZ ESTADO DE MÉXICO 2016.



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.

## Índice.

Resumen .....	1
Introducción.....	3
Pregunta.....	4
Objetivo .....	4
Justificación.....	4
Marco teórico.....	5
Hipótesis.....	18
Materiales y métodos .....	19
Metodología.....	21
Resultados .....	39
Discusión.....	42
Conclusiones.....	43
Glosario .....	44
Desarrollo cronológico de los polímeros .....	46
Bibliografía .....	48

## **Agradecimientos.**

A las doctoras. Alejandra Moran y Patricia Dettmer, por guiarme y alentarme en todo momento para conseguir llegar a la meta, con todos los problemas y contratiempos nunca perdieron la confianza para concluir este trabajo.

A los doctores: C.D.E.O. Arcadio Alvarado Torres, C.D.E.O Mario Katagiri Katagiri, al Dr. Eduardo Llamosas, C.D.E.O Víctor Vázquez Obregón C.D.E.O. Rafael Ramírez Aviega. Por colaborar en este trabajo así como en mi formación para ser especialista en ortodoncia.

A todos los doctores de posgrado por guiarme en este camino tan largo que es la ortodoncia la cual requiere un gran entrenamiento, conocimiento y disciplina para ejercerla con dignidad. En especial al Dr. René Rivera Notholt quien siempre demostró una pasión por enseñar dentro y fuera de las aulas.

Al Técnico Pedro Mejía por tenerme paciencia y confianza para poder utilizar el equipo de laboratorio en el Instituto de Física.

A mis amigos de toda la vida, que siempre me han acompañado en cualquier nuevo proyecto que trato de lograr, a todos aquellos que soportaron los momentos de estrés que se vive en una especialidad. A los nuevos amigos que llegue a tener dentro de esta aventura los cuales siempre estarán en mis pensamientos y a pesar de las distancias sé que siempre contare con su amistad.

A trabajadores y personal administrativo de la clínica por su amabilidad que siempre presentaron conmigo.

A todos mis pacientes que fueron parte en mi formación en esta especialidad.

## **Dedicatoria.**

A mis padres por ser la parte más importante en vida ya que sin ellos no podría haber llegado en este punto en mi vida, por soportarme en los momentos más difíciles, por nunca perder la fe en mí.

Por demostrar siempre gran interés en todas mis actividades que realicé en mi vida, por desprenderse de muchas cosas para dárme las con el fin de lograr mis sueños. No tengo la forma de agradecer ni mucho menos de pagarles todo esto que han logrado.

A mi abuelita que siempre se preocupa por mí todos los días, a mi hermano por su incondicional apoyo.

A mi familia por creer en mí, porque en los momentos difíciles nunca me dejaron solo y sobretodo siempre contente con su respaldo.

A mis maestros quienes nunca desistieron al enseñarme.

A todos los que me apoyaron para escribir y concluir esta tesis.

A todos ustedes que fueron parte, les agradezco infinitamente.

## RESUMEN.

Los materiales utilizados en ortodoncia para producir las fuerzas y mover los dientes en el tratamiento de ortodoncia, son aleaciones metálicas en forma de alambres, de diferentes formas y calibres; acero inoxidable, níquel-titanio, cromo-cobalto (“Elgiloy”), beta-titanio, titanio-molibdeno (TMA), resortes metálicos, ligaduras metálicas, así como el látex y los elastómeros sintéticos.

En el mercado existen una gran cantidad de marcas comerciales que se encargan de la fabricación de módulos elásticos, los cuales en la mayoría de los casos no revelan la composición química. Sin embargo existen características especiales que pueden ser observadas mediante microscopio o pruebas en el laboratorio las cuales pueden determinar las variables entre las diferentes marcas existentes en el mercado.

El presente trabajo tuvo como objetivo realizar pruebas in vitro de cuatro marcas comerciales de los módulos elastoméricos: “T.P. Orthodontics”, “Tirdent Leone”, “Ah- kim-Pech” y “3M-Unitek” simulando condiciones intraorales, aplicando una fuerza traccional durante un periodo de un día, siete días y catorce días, los módulos elastoméricos fueron pesados, medidos, observados en el microscopio estereoscópico antes y después de ser inmersos en saliva artificial en un medio controlado de temperatura a 36° centígrados. Con el fin determinar cuál de estas marcas comerciales presentaba menor grado de deformación plástica y si alguno de estos aumentaba su masa.

Tres marcas comerciales presentaron una forma uniforme después de ser observados en el microscopio “T.P. Orthodontics”, “Tirdent Leone”, “Ah- kim-Pech” y la marca “3M Unitek” presentó un patrón no simétrico. Al medir su masa T.P. Orthodontics”, “Tirdent Leone”, “Ah- kim-Pech” presentaron similitud y “3M Unitek” presento una masa menor. Durante las pruebas de estiramiento se comportaron de manera similar las marcas” T.P. Orthodontics”, “Tirdent Leone”, y por otro lado “Ah- kim-Pech” y “3M-Unitek” se observaron similitudes, siendo”, “Tirdent Leone” y “T.P. Orthodontics” las que presentaron menor grado de deformación plástica.

Estadísticamente se empleó T de student para determinar si existía una diferencia significativa entre estas marcas comerciales.

Los resultados demuestran que existe un porcentaje de deformación plástica en todos los módulos elastoméricos e incremento de masa en algunos casos, en unos mayores que en otros, por lo tanto esto puede causar una pérdida en la cantidad de fuerza ejercida durante el tratamiento ortodóncico.

## ABSTRACT.

Materials used in orthodontics for the generation of forces and moving the teeth in the orthodontic treatment are metal alloys in the form of wires of different shapes and gauges (stainless steel, nickel-titanium, chrome-cobalt (elgiloy), beta-titanium, titanium-molybdenum (TMA), metal springs, metal ties), as well as latex and synthetic elastomers.

In the market there is a great quantity of commercial brands dealing with the manufacture of elastic rings which in most cases do not reveal the chemical composition. However, there are special characteristics observable under a microscope or by laboratory studies which may determine variations among the different commercially available brands.

The aim of this work was to perform in vitro tests of four commercial brands of elastomeric rings (T.P. Orthodontics, Tirden Leone, Ah-Kim-Pech and 3M-Unitek) by simulating intraoral conditions, applying tensile force during a period of 1 day, 7 days and 14 days. The elastomeric rings were weighed, measured, observed under a stereoscopic microscope before and after the immersion in artificial saliva in a temperature-controlled environment at 36° C, in order to determine which one of these commercial brands showed a lesser degree of plastic deformation, and if any of them increased its mass.

Three commercial brands showed uniform shape on microscopic observation (T.P. Orthodontics, Tirden Leone, Ah-Kim-Pech), but 3M Unitek showed a non-symmetric pattern.

When mass was measured, T.P. Orthodontics, Tirden Leone, and Ah-Kim-Pech were similar, but 3M Unitek had a lower mass.

During the stretching tests the brands T.P. Orthodontics and Tirden Leone had a similar behavior; and on the other hand, similarities were observed between Ah-Kim-Pech and 3M Unitek, being T.P. Orthodontics and Tirden Leone the ones with a lower degree of plastic deformation.

Statistically, the Student's t test was used to determine if there was a significant statistic difference.

The results demonstrate that all of the elastomeric rings show a percentage of plastic deformation, and in some cases there is increased mass, greater in some than in others; therefore, this may cause a loss in the quantity of force exerted during the orthodontic treatment.

## INTRODUCCIÓN

### **“Propiedades de los módulos elastoméricos de diferentes marcas comerciales, utilizados en ortodoncia. Estudio comparativo in vitro”.**

Los materiales utilizados en ortodoncia para producir las fuerzas y mover los dientes en el tratamiento de ortodoncia, son aleaciones metálicas en forma de alambres, de diferentes formas y calibres; acero inoxidable, níquel-titanio, cromo-cobalto (“Elgiloy”), beta-titanio, titanio-molibdeno (TMA), resortes metálicos, ligaduras metálicas, así como los materiales elásticos de látex y elastómeros sintéticos.

Estos últimos juegan un papel importante durante el tratamiento ortodóncico, ya que pueden ser utilizados como auxiliares para ejercer fuerza al cerrar espacios.

Es de suma importancia conocer las propiedades físicas de los materiales, así como la cantidad de tensión ejercida, para mantener una constante durante el tratamiento.

Factores como la humedad, el pH, las bacterias, la temperatura, y el envejecimiento del elástico, tienen una gran influencia para la respuesta carga/deformación.

La fabricación de los módulos está hecha de hules naturales, también llamados goma o caucho, caucho sintético y uretano.

El caucho es una goma natural blanca y lechosa, originaria de la región del Amazonas en donde se le conoce con el nombre de Cahuchu. Proviene de diferentes especies como la *Hevea Brasillensis* y la *Castilloaelastica*.

Los elásticos sintéticos se caracterizan por tener una elevada elongación, que va desde el 200% hasta el 1000% sin sufrir deformación permanente, esto debido a un tratamiento de vulcanización o curado con azufre o peróxido.

Los módulos elastoméricos son materiales elásticos que, después de sufrir una deformación sustancial, retornan en forma rápida a su dimensión original.

Estos son ocupados para cerrar espacios de las extracciones, fijar alambres a la ranura del bracket (slot), y como liberadores de fuerza intra-arco e interarco.

Por lo anterior, el objetivo del presente estudio fue determinar la pérdida de elasticidad y longitud de módulos elásticos de diferentes marcas comerciales, en un dispositivo elaborado con resina acrílica donde se ejercía una fuerza traccional de los módulos elastoméricos durante un lapso de veinticuatro horas, siete días y catorce días, dentro de un medio controlado de humedad y temperatura.



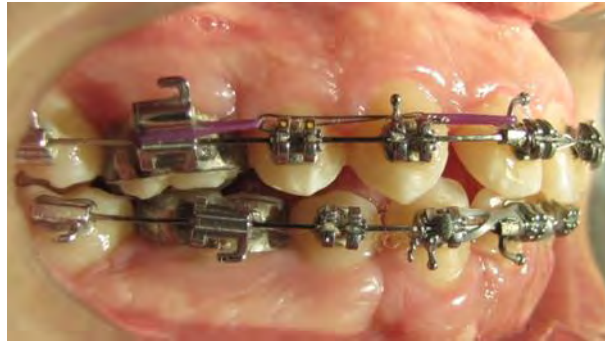


Imagen 1 ejemplificación de ligadura activa técnica MBT.

### **PREGUNTA.**

¿El comportamiento de los módulos elastoméricos de las marcas “Ah-Kim-Pech, TP Orthodontics, 3m-Unitek y Tirdent Leone”, será similar en condiciones de humedad y temperatura, sin que éstos sufran una deformación permanente?

¿Existirá una diferencia en la deformación elástica entre los módulos elastoméricos de las marcas “Ah-Kim-Pech, TP, 3m y Leone”, en condiciones de humedad y temperatura?

La diferencia en la elasticidad de los módulos “Ah-Kim-Pech, TP, 3m y Leone”. ¿Estará relacionada con los materiales empleados en la fabricación?

### **OBJETIVO.**

Determinar qué módulo elastomérico tiene un mayor tiempo de vida elástica para producir una fuerza constante, en condiciones de humedad y temperatura similares a la cavidad oral.

### **JUSTIFICACIÓN.**

Los módulos elastoméricos juegan un papel importante durante el tratamiento ortodóncico, ya que entre otros usos estos son los encargados de mantener el arco principal dentro de la ranura del bracket.

Un arco que no se encuentra dentro de la ranura del bracket, puede causar efectos no deseados durante las fases del tratamiento. Es por eso que se requiere de un material elástico de buena calidad, que cumpla las características de soportar las condiciones intraorales sin deformar ni perder las propiedades físicas.

En los casos de extracciones, los autores de la técnica MBT citan que el rango de 150gr a 200gr es el más efectivo para el cierre de espacios. Esto minimiza la tendencia al aumento indeseado de la sobremordida, y permite una mecánica de deslizamiento y un cierre de espacios efectivos.

El conocimiento de estas propiedades, puede ayudarnos a determinar que marca de elásticos son los más apropiados para mantener una carga constante que pueda mantener el arco dentro de la ranura del bracket durante un mayor tiempo.

### **MARCO TEÓRICO.**

Primeras civilizaciones americanas, como la Azteca, utilizaban el caucho para fabricar artículos elásticos e impermeabilizar tejidos. Posteriormente Charles y Nelson Goodyear transformaron el caucho de la hevea un material termoplástico pegajoso, en un elastómero de utilidad (caucho vulcanizado) calentándolo con cantidades de azufre. Goodyear usó azufre para generar muchos enlaces cruzados entre las cadenas de poliisopreno de manera que el material no fuera ya termoplástico sino termoestable.<sup>1</sup>

En ortodoncia el primer reporte de uso de látex natural, se hizo en 1880, y se utilizó para realizar fuerza interarco. Posteriormente Case, Angle y Baker lo popularizaron.<sup>2</sup>

Los compuestos orgánicos naturales que han proporcionado al hombre vestido y alimentación poseen una característica muy particular: todos ellos están formados por moléculas gigantes a las cuales se les denomina polímeros, formados de cadenas de moléculas donde cada eslabón es un monómero.<sup>1</sup>

Los elementos fundamentales para la fabricación de los polímeros son: carbono, hidrogeno, oxígeno y nitrógeno. (En un grado menor, flúor, azufre, silicio y sodio).

La mayoría de los polímeros producidos comercialmente tienen un grado de polimerización que varía entre los 1000 y los 100000 meros. Por lo tanto dependiendo del número de monómeros que esté formado la cadena polimérica, los pesos moleculares de los polímeros comerciales varían.<sup>3</sup>

Existen diferentes tipos de polímeros, si la reacción que produce el polímero sólo encadena un mismo monómero se obtiene un homopolimero, si este no presenta ramificación entonces es lineal, un copolimero lineal desordenado se produce con dos monómeros diferentes que no siguen una secuencia ordenada al aparecer en la cadena.<sup>1</sup>

El proceso químico mediante el cual se unen los monómeros para formar cadenas poliméricas recibe el nombre de polimerización. Estas se clasifican en dos grupos, según la forma en que se realice el proceso por adición y condensación.

La polimerización por adición los monómeros que contienen generalmente un doble enlace del tipo  $C=C$  entre sus átomos, se eslabonan mediante una reacción que parte del doble enlace a uno sencillo del tipo  $-C-C-$  al realizarse repetidamente esta operación se forma una gran cadena.

La polimerización por condensación, los monómeros que reaccionan para formar las cadenas se eslabonan dejando un residuo que no se incorpora al polímero.<sup>3</sup>

Polímero deriva del griego poli y meros, que significa mucho y partes respectivamente. La diferencia entre los polímeros, incluyendo los plásticos, las fibras y los elastómeros de caucho, viene determinadas principalmente por las fuerzas intermoleculares e intramoleculares y por los grupos funcionales.

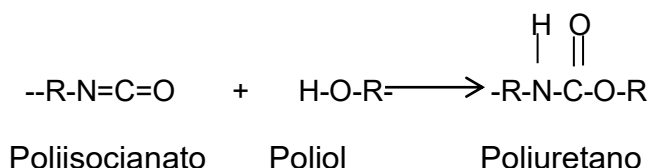
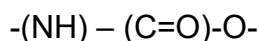
Existen dos tipos de polímeros: los termoplásticos son moléculas bidimensionales que pueden ablandarse con el calor y volver al estado inicial al refrigerarse, mientras que los plásticos termoestables son polímeros de red tridimensionales que no pueden moldearse por calentamiento.<sup>1</sup>

En la actualidad en ortodoncia se utilizan poco los cauchos naturales, y se prefieren los poliuretanos debido a sus propiedades mecánicas y su bajo costo, son biocompatibles, tienen mayor resistencia tensil, y resistencia a la abrasión.

Se han empleado una gran variedad de materiales para la elaboración de productos capaces de producir una fuerza elástica. Entre estos, tenemos al látex natural, elastómeros, uretanos, poliuretanos, y caucho natural.<sup>2</sup>

Las ligaduras elastoméricas, son fabricadas en dos formas: modelos inyectados o por corte.<sup>2</sup>

Los módulos elastoméricos ortodóncicos en general, son poliuretanos, que son productos de polímeros termostáticos de reacción de un paso por procesos de polimerización, que poseen una unidad



Los poliuretanos elastómericos son producidos por disocianatos y polialcoholes. Los tres principales constituyentes de la reacción son: a) un disocianato, b) una larga cadena hidroxiterminada en polialcoholes, ya sea como un poliéster o poliéter (R-OH) y una cadena prolongada la cual es ya sea una cadena corta o una diamina. Pero la composición es un secreto comercial.<sup>4</sup>

Existen tres propiedades de los elásticos: rigidez, dureza y amplitud de trabajo. La fuerza ejercida es inconstante, y después de 3 semanas la fuerza residual generalmente es del 5% de un 100% en el medio bucal, debido al pH salival, bebidas, alimentos y placa dental, que se asocian con la degradación de los elastómeros. La fuerza que ejercen depende de la magnitud de la fuerza inicial, la duración de la fuerza, y la velocidad de envejecimiento de la ligadura.<sup>5</sup>

El movimiento dentario ortodóncico, requiere de la aplicación de un sistema de entrega de fuerza capaz de suscitar la respuesta deseada de las unidades dentales en lo individual, es decir, retracción, prolongación, intrusión, extrusión y la corrección de rotaciones.

El sistema de entrega de fuerza ideal, debería intentar cumplir los siguientes requisitos: proporcionar fuerzas óptimas al movimiento dental, para obtener el efecto deseado; ser cómodo e higiénico para el paciente; requerir manipulación mínima del operador, y mínimo tiempo en el sillón; cooperación mínima del paciente, y ser económico.

Se han propuesto numerosos sistemas de entrega de fuerza para cumplir con estos criterios. Estos incluyen sistemas de fuerza intraarco e interarcada, resortes, látex, elástico, de hilo elástico, arcos seccionales, alambres auxiliares y más recientemente la introducción de los auxiliares elastoméricos.<sup>6</sup>

“Elastómeros”, es un término general para describir los materiales elásticos que, después de sufrir una deformación sustancial, retornan en forma rápida a su dimensión original.<sup>2</sup>

El comportamiento elástico de un material se define en función de su respuesta de tensión-deformación ante una fuerza externa. La tensión es la distribución interna de la carga, definida en términos de fuerza por unidad de superficie, mientras que la deformación es la distorsión interna producida por dicha carga, definida en términos de desviación por unidad de longitud.

Se han hecho innumerables investigaciones y simulaciones del comportamiento de la fuerza, entre los elásticos de látex natural y los elastómeros sintéticos. Los resultados de dichas investigaciones, reportan que hay una pérdida de fuerza significativa para el elastómero sintético del 60 al 74%, comparada con el látex,

que fue del 42%. El látex tiene menos variación de fuerza que el sintético. Los elastómeros sintéticos no recuperan su forma original tras ser estirados. Ambos aumentan su grado de deformación según la fuerza aplicada. La fuerza de ambos debe ser medida en boca con un dinamómetro (Dontrix), para asegurar la fuerza inicial. Los cambios de temperatura pueden disminuir la fuerza entre 7 y 10 g. Las condiciones intraorales afectan a ambos en color, se vuelven más opacos y adsorben humedad.

Los elastómeros, desarrollados en los años sesenta, empezaron a utilizarse en ortodoncia y se comercializaron con diferentes nombres.

Los módulos elastoméricos de menor tamaño, son una alternativa a las ligaduras de alambre para sujetar los arcos de alambre a los brackets, en diferentes aplicaciones; también pueden usarse para aplicar fuerza en el cierre de espacios en los arcos dentales. Sin embargo, al igual que la goma, estos elastómeros tienden a perder elasticidad tras un periodo relativamente corto de uso intraoral. Estas características no impiden que den un buen resultado clínico.<sup>2</sup>

Elastómeros.

Son polímeros de propiedades elásticas (como el caucho), a la temperatura de uso. Esto significa que sometidos a tensión, se alargan y, al cesar dicha tensión, recuperan casi su forma inicial.

La razón de este comportamiento está en reticulaciones físicas o químicas, tridimensionales, de estructura poco tupida, existentes entre cadenas moléculas contiguas. A temperaturas muy por debajo de 0°C, estos polímeros se congelan y adquieren consistencia dura y rígida, es decir, pierden su elasticidad.<sup>1</sup>

Elastómeros permanentes y reversibles.

Los permanentes poseen una reticulación química, y con ella una elasticidad que se mantiene hasta llegar a la temperatura de descomposición. Su alargamiento es tal, que alcanza múltiplos de su longitud inicial, volviendo casi completamente a su forma inicial una vez terminada la tensión que provocó el alargamiento. No se funden ni se disuelven, sino que se hinchan. Los cauchos utilizados para fabricar elastómeros permanentes, pueden ser insaturados o saturados, en gran parte o en totalidad. Se mezclan con reticulantes. El peróxido es un iniciador, normalmente. Azufres o peróxidos y demás aditivos, se reticulan (vulcanizan) químicamente durante el moldeo o después de él, con calor, a temperaturas ambiente, o en frío.

Los aditivos con los que se acondicionan los polímeros son sustancias químicas de características especiales que realizan actividades específicas en la resina. Por ejemplo, hay aditivos que, agregados al polímero, mejoran su resistencia a los impactos o choques. Hay también aditivos que protegen al polímero contra el daño que le podría causar la radiación ultravioleta del sol o solo colorantes y pigmentos.

#### Material de relleno.

La resistencia mecánica, el precio de la mayoría de los elastómeros y materiales dependen de la presencia de rellenos o refuerzos apropiados. Negro de carbono es uno de los rellenos que se le agrega a los neumáticos para incrementar la resistencia a la tracción.

Los materiales de relleno naturales se encuentran los derivados de la celulosa, como el serrín, celulosa, harina de cascara, almidón y restos de soja. La celulosa que es más fibrosa que el serrín, se utiliza como relleno para los plásticos de urea.

La tierra de diatomeas, también llamada tierra de infusorios y harinas fósiles, es una sílice amorfa finamente dividida que se halla constituida por esqueletos de diatomeas se agrega para aumentar la compresión de las espumas y el poliuretano. También se utilizan sílices hidratadas como refuerzo para los elastómeros.

#### Plastificantes.

Es un material que se incorpora a un plástico para facilitar su procesado y mejorar su flexibilidad o distensibilidad. La adición de un plastificante puede hacer que disminuya la viscosidad en estado fundido, el módulo de elasticidad y la temperatura de transición vítrea. Parker en 1865 utilizó aceite de ricino como aditivo y en 1870 Hyatt utilizó alcanfor como plastificante. En 1910 se utilizó otro plastificante, el fosfato de tricresilo como sustituto parcial del alcanfor para reducir la inflamabilidad del celuloide.

#### Agente de curado

El uso de agentes de curado empezó a raíz del descubrimiento casual de la vulcanización del caucho con azufre. Iniciadores como el peróxido de benzoilo se utilizan no solo para la iniciación de polimerizaciones de reacción en cadena sino también para el curado de poliésteres, copolímeros de etileno –propileno y para el injerto de estireno en cadenas de polímeros elastoméricos.

Los metales que se usan normalmente son el cobalto, plomo y el manganeso. Los ácidos más comunes son el linoleico, abietico, naftalenoico, octanoico, y los ácidos grasos del sebo.

### Colorantes

Los colorantes que proporcionan color a los polímeros pueden ser tintes solubles o pigmentos finamente divididos. Algunos artículos de materiales poliméricos, como los neumáticos de caucho, son negros debido a la presencia de grandes proporciones de negro carbón como relleno. Algunas pinturas son blancas debido a la presencia de dióxido de titanio que es el pigmento inorgánico de más uso.

Los pigmentos se clasifican en orgánicos e inorgánicos. Los primeros son más brillantes, ligeros y de menor tamaño de partícula que los colorantes inorgánicos más ampliamente usados y más opacos. Óxido de hierro u óxidos se encuentran en los colorantes amarillos, rojos, negros marrones, y bronce. El cromato de plomo amarillo, el naranja de molibdato, el amarillo de cadmio y el cromato de zinc verde, son tóxicos.

Los elastómeros reversibles, también denominados cauchos, suelen estar reticulados de forma física o química reversible. La reticulación se deshace a temperatura alta, convirtiéndose en termoplásticos amorfos o semicristalinos que, cuando la temperatura sigue aumentando, adquieren consistencias termoplásticas. Tienen el comportamiento de uso de los elastómeros, y el comportamiento de fusión de los termoplásticos, es decir, se pueden fundir, aumentar su volumen, disolver y soldar. Su capacidad de alargamiento es menor que el de los elastómeros permanentes, y no recuperan la forma inicial.<sup>1</sup>

### Elastómeros permanentes (Gomas).

Los elastómeros permanentes (cauchos naturales y sintéticos), se obtienen de la resituación de mallas grandes (vulcanización) a partir de polímeros (cauchos) o prepolímeros termoplásticos, normalmente insaturados, en ocasiones también saturados. El caucho natural se obtiene del látex de ciertos árboles tropicales. Químicamente es un poliisopreno. Los cauchos sintéticos (que pueden reticularse para dar elastómeros permanentes) se fabrican por polimerización.

### Propiedades de los elastómeros permanentes (gomas).

Los elastómeros permanentes (cauchos naturales y sintéticos) se obtienen por reticulación de mallas grande (vulcanización a partir de polímeros [cauchos]) o prepolimeros termoplásticos, normalmente insaturados. En ocasiones también saturados. El caucho natural se obtiene del látex de ciertos árboles tropicales.



Químicamente es un poliisopreno (polimetilbutadieno). Los cauchos sintéticos (que pueden reticularse para dar elastómeros permanentes), se fabrican por polimerización o copolimerización de olefinas, o de dienos, o por poliadición de isocianatos polifuncionales y alcoholes (para obtener cauchos de poliuretano).

Las propiedades físico-químicas de los cauchos vulcanizados, dependen no solo de la composición química, sino también -y muy principalmente- de los aditivos, tales como refuerzos (relleno activo, negro de humo, ácido silícico) y/o plastificantes. Sus propiedades pueden soportar esfuerzos mecánicos de abrasión y desgaste, que se emplean en los neumáticos de coche.

Elastómeros termoplásticos.

Las macromoléculas de los elastómeros reversibles, están reticuladas físicamente. Las de los elastómeros de poliuretano, químicamente. Pertenecen al grupo de elastómeros termoplásticos (TPE).

Entre los TPE y los termoplásticos “normales”, existe un grupo de polímeros muy elásticos (elastómeros vinílicos). Frente a estos termoplásticos, los TPE pueden ajustarse en cuanto a dureza, elasticidad, rigidez y resistencia mecánica, de manera que puede servir de materiales de diseño con absorción de esfuerzos.

Los elastómeros termoplásticos de poliuretano (TPE-U), se obtienen por poliadición de isocianatos polifuncionales, sobre disocianato de 4, 4 difenilmetano (MDI), con una mezcla de poliéster-dioles o poliéter-dioles de alto o bajo peso molecular.<sup>7</sup>

El caucho natural es una goma natural, blanca y lechosa, originaria de la región del Amazonas, en donde se le conoce con el nombre indio de “Cahuchu”. El látex natural proviene de diferentes especies silvestres, como el hevea-brasiliensis, el manihot Glaziiovii y la Castilla elástica.

Según su procedencia, el caucho silvestre difiere en pureza, peso molecular, en los hidrocarburos y en otras propiedades físicas y químicas; no obstante, la elasticidad y la impermeabilidad son características comunes a todos.

Caucho natural bruto.

Se obtiene directamente del árbol por medio del “sangrado”, que consiste en hacer un corte en forma de ángulo a través de la corteza, profundizando hasta el cambium (es un tejido vegetal específico de las plantas leñosas, situado entre la corteza y el leño). El látex fresco, se transforma en caucho seco por medio de procesos químicos con sustancias coagulantes.



El látex contiene:

Hydrocarburo de caucho de 30 al 36%, .30 al .7 % ceniza, 1 al 2 % de proteína, 2 % resina, .5 % quebrachitol, y 60% agua.

Los plásticos se clasifican en dos grupos principales, de acuerdo a las propiedades físicas y químicas de las resinas que los constituyen.

Termoplásticos.

Resinas con una estructura molecular lineal, que se obtiene en procesos de polimerización o de policondensación, y que durante el moldeo en caliente no sufren ninguna modificación química.

Termofijos.

Se obtienen también por polimerización o policondensación, pero solo se pueden fundir una vez. Se caracterizan por tener una estructura molecular reticulada o entrelazada, que experimenta cambios químicos irreversibles debido al calor. Este grupo se moldea en máquina de inyección automática o en prensa (suaje).

Son hules naturales, llamados también gomas o caucho. Todos los elásticos sintéticos, se caracterizan por tener una elevada elongación que va desde el 200% hasta el 1.000%, sin sufrir daño permanente. Alcanza sus valores máximos después de la vulcanización o curado con peróxido o azufre, lo cual le confiere al producto resistencia.

Caucho termoplástico.

Pertenece al grupo de los elastómeros. Tiene buenas propiedades elásticas. Contiene agentes reticulares, lo cual no requiere vulcanización.

A los cauchos naturales y a las resinas sintéticas, se les agrega refuerzos o rellenos químicos plastificantes, estabilizantes y colorantes, con el fin de darles características mecánicas o físicas particulares. Los valores de absorción de agua, afectan el peso del material y lo degradan.

Las variables que más influyen sobre el comportamiento mecánico y sobre la estabilidad dimensional, son:

Variación de temperaturas y la adsorción de agua, la duración de la aplicación de la fuerza, cantidad de deformación plástica, los esfuerzos dinámicos de larga

duración que provocan roturas por fatiga, el envejecimiento y almacenamiento inadecuado. Defectos en la estructura molecular de la pieza moldeada.

El módulo o la respuesta de los elásticos en la curva fuerza/ deformación, está influenciado por las siguientes variables:

Temperatura de trabajo, el tiempo o duración en la aplicación de la fuerza, la adsorción de la humedad, envejecimiento y degradación.

El caucho natural.

Las propiedades físicas del caucho varían con la temperatura. Con bajas, se vuelven rígidos, y con altas (a más de 100 °C) se ablandan y sufren alteraciones permanentes.

Caucho sintético.

Se le llama así a todo polímero artificial que posea -en mayor o menor grado- las propiedades físicas del caucho natural. Es toda sustancia que puede ser estirada en forma repetida hasta un 300 % o más de su longitud original, y que retorna en forma rápida y con fuerza a su forma inicial.

Los elastómeros de uretano.

Son los más nuevos entre los plásticos. Su bajo costo ha hecho que se difundan rápidamente. Tienen una combinación singular de alta resistencia a la tracción y al desgarramiento, buena elongación, excelente resistencia a la oxidación y a la abrasión. Tiene un amplio rango de dureza.

El pre-estiramiento del elástico.

Estudios acerca del pre-estiramiento de las cadenas elásticas, en un intento por compensar la pérdida inicial de tensión (que es del 6% al 74%), y lograr para las aplicaciones clínicas en ortodoncia unas fuerzas más constantes. Las conclusiones son contradictorias:

- El pre-estiramiento del 30%, disminuye la pérdida de fuerza del 4% al 6%
- Cuando se estira un tercio de la longitud, no hay cambios significativos.
- Cuando se estira el 100% de la longitud, la fuerza es más constante.<sup>2</sup>

Andreasen y Bishara, encontraron que “Alastiks” sufría un 74% de pérdida en la fuerza suministrada, después de 24 hrs. de fuerza. Ellos recomendaron que las

cadena elastomérica, cuando eran colocadas, se necesitaran extender hasta cuatro veces su tamaño original para compensar la gran pérdida del primer día.

Wong, recomienda estirarlos solo una tercera parte. Rock, extendió cadenas hasta el 100% de su longitud original, y notó que el nivel de fuerza excedía a 400 gr. Él creía que esta extensión y la fuerza asociada, podría interrumpir el flujo de sangre periodontal, resultando en una resorción no significativa para el movimiento dental. Sugirió extender las cadenas al 50 % al 70% de su longitud original.<sup>8</sup>

Efectos de los cambios ambientales en los elastómeros.

Las cadenas se deterioran en el medio bucal, al ser sometidas a fuerzas tensionales, al momento de ser modificada su estructura molecular, y a otros factores aunados como el pH, y la degradación de microorganismos que afectan éstas.

Cuando las cadenas elastoméricas son expuestas al ambiente bucal, estas absorben agua y saliva, se manchan y sufren colapso de su estructura interna, que las llevan a una deformación permanente. También experimentan una pérdida de relajación de tensiones, resultando en una pérdida gradual de efectividad.<sup>8</sup>

El calor afecta más que el frío. El pH ácido altera más a las cadenas de poliuretano.

Las enzimas salivales afectan las cadenas y las degradan; reducen de forma significativa su resistencia a la fatiga, y aumenta la hidrólisis que produce fisuras y cavidades que dan lugar a una drástica reducción del peso molecular de polímero.

Los Microorganismos como las bacterias, y en especial los hongos, afectan a los poliuretanos.

Estudios sobre los microorganismos de la placa dentobacterina describen que la placa recolectada a las 24 hrs., se compone sobre todo de estreptococos, de los que el estreptococo sanguis es el más destacado. En la fase siguiente, bacilos gram (+) aumentan y superan a los estreptococos. En esta etapa, predominan filamentos gram(+), particularmente actinomices. Esta superficie permite la adherencia de microorganismos gram(-), como Vellonela, fusobacterias, y otras anaerobias gram(-), de forma que la maduración de la placa crece alcanzando gran cantidad de microorganismos gram-negativos.

En la biopelícula se encuentran compuestos de microorganismos embebidos en una matriz extracelular de sustancias poliméricas. Las células de los biofilms, son

frecuentemente consideradas como intermediarias entre organismos y células de la placa dental.<sup>5</sup>

La exposición al ozono y a la luz solar, rompe los enlaces dobles insaturados en las moléculas, y reducen la flexibilidad y la resistencia a la tracción.<sup>7</sup>

Los elásticos, en boca, adsorben humedad, agua y saliva (higroscópicos e hidrofílicos), lo cual produce destrucción molecular y deformación permanente del material.

Los módulos elastoméricos se agrandan y se manchan, debido a que se llenan los espacios vacíos de la matriz de la goma con dentritus bacterianos y proteínas, que luego se calcifican y dan lugar a pérdidas significativas de la fuerza.<sup>2</sup>

Los grupos alfa-metílicos se consideran en el mecanismo de degradación de los poliuretanos, resultando en la pérdida de alcohol, alcanos y grupos cetonas.<sup>7</sup>

Las cadenas elastoméricas blancas y transparentes, son las que más cambian de color. Después las amarillas, las azules, las rosadas y, por último, las rojas y las de color naranja.

Citotoxicidad de los elastómeros.

El caucho natural que se usa para la fabricación de guantes quirúrgicos y de cadenas elásticas en ortodoncia, es más tóxico y alérgico que los cauchos sintéticos, debido a la presencia de proteínas de alto peso molecular y de aditivos utilizados durante el proceso. Se han reportado niveles bajos de toxicidad en algunos poliuretanos.

Se ha reportado que la adición de colores fuertes llamados neón, que han llegado a ser muy populares en los pacientes, podrían ser tóxicos, pero no hay evidencias clínicas reportadas.<sup>2</sup>

Algunas manufactureras disminuyen la resistencia al añadir sustancias solubles (como fluoruros, sabores, colorantes y pigmentos brillantes), y cuando éstas se disuelven, dejan distorsiones y microfisuras en el material.

Se ha encontrado que el 50% al 75% de la pérdida de fuerza inicial, ocurre en los módulos elastoméricos en la tercera o cuarta semana, con la mayor pérdida en la primera hora. La fuerza liberada por estos productos, está relacionada con su estructura molecular, y se puede obtener midiendo las temperaturas.<sup>9</sup>

En 1994 Baty et al., revisaron estudios sobre cadenas elastoméricas de años anteriores. Observaron que diferentes tipos de cadenas generaban una amplia

variedad de niveles de fuerza inicial. Reportaron que los clínicos deben esperar que la mayoría de estas cadenas pierdan de 50 a 70 % de su fuerza inicial, en las primeras 24 horas. y de 60 a 70 % en las primeras tres semanas de activación.<sup>10</sup>

Lu. Et. al., encontraron que las cadenas grises y transparentes de “American Orthodontics”, tienen diferentes comportamientos en su fuerza de decadencia. Baty et. al., encontraron que la fuerza de decadencia de las cadenas moradas y verdes de “Ormco”, diferían de las grises a un solo nivel de carga, y en el mismo punto.<sup>10</sup>

Artículos recientes han mostrado diferencias entre ellos, no solo entre diferentes marcas, sino también entre colores de una misma marca; lo que lleva a que cada cadena que contenga más material, aplica naturalmente mayores fuerzas iniciales.<sup>10</sup>

Storey y Smith, reportaron que con 175 a 300 gr. se podía realizar una retracción canina sin dañar el ligamento periodontal. Hixon, recomienda una fuerza basada en el área de la superficie de la raíz a ser desplazada. Boester y Johnson, reportaron que se requería una fuerza de 100 a 300 gr. para retraer a caninos. Sin embargo, si la fuerza disminuye de 55gr., el movimiento del canino se detendrá.<sup>8</sup>

Williams y Von Fraunhofer, en 1989, mostraron que las propiedades de suministro de fuerza de las cadenas elastómeras con color, eran significativamente afectadas por el material de relleno utilizado para la pintura de éstas.<sup>8</sup>

Andreasen y Bishara, también compararon los cambios de fuerza que ocurren en los elásticos y cadena elástica en un estudio in vitro. Observaron una deformación permanente de la cadena elástica, por aproximadamente el 50% de su longitud original después de 24 horas. Comparativamente, elásticos convencionales fueron permanentemente deformados sólo 23%, respecto al mismo periodo.<sup>6</sup>

Además de la deformación, la cadena elástica demostró una tasa de deterioro significativo de la fuerza, perdiendo el 75% de su fuerza inicial en las primeras 24 horas; la tasa de decaimiento para los elásticos, fue de sólo un 40%. Después de esta extrema tasa de decaimiento de la fuerza durante las primeras 24 horas, los tipos de fuerza entre los dos materiales fueron relativamente similares. Esto llevó a los autores para recomendar el uso de fuerzas cuatro veces mayores que los deseados, cuando emplee cadena elástica.<sup>2</sup>

Hersey y Reynolds, en comparación con una variedad de elastómeros auxiliares de varios fabricantes, por medio de un marco que simula el movimiento dentario de 0,25 o 0,50 mm. Por semana, demostraron una tasa de decaimiento superior al 50% durante las primeras 24 horas en todos los módulos elastoméricos probados. Después de 4 semanas, la media fuerza restante fue 40% de la fuerza inicial sin movimiento dentario simulado, y 25% a 35% con movimiento dentario simulado.<sup>11</sup>

En estudios in vitro, 1 en comparación con el decaimiento de la fuerza de cuatro clases de cadenas elastoméricas: “Unitek ” módulo o cadena, cadena de plástico “Dentaram”, cadena elastómerica de “Ormco”, y “Rocky Mountain” cadena elástica. La cadena elástica que se encontró tuvo los mejores materiales y características para usarse en clínica, fue “Rocky Mountain”. Las preguntas seguían sobre el alcance de la fuerza inicial residual, fuerza restante después de estirar y la duración de la fuerza de retracción canina eficaz que pueda mantenerse. Los propósitos de este estudio fueron, en primer lugar, determinar la fuerza inicial y decaimiento, para un lapso de 6 semanas en segmentos de cadena estirados segundo, para comparar la fuerza de la cadena transparente versus la cadena gris; y tercero, para comparar la duración de las fuerzas de retracción canina eficaz, que puede ser mantenido por varias cadenas elastoméricas.

Al comparar varios auxiliares elastoméricos, Wong señaló algunas diferencias significativas entre los distintos fabricantes. Materiales de la cadena de “Ormco” se encontró que podrían ser más resistentes y elásticas, con menos rigidez que la cadena de “Unitek Alastik”. De acuerdo con estudios previos, Wong también observó una disminución significativa en las fuerzas iniciales durante las primeras 24 horas (29% a 73%), y que luego disminuyó gradualmente a un nivel casi constante de la fuerza.<sup>11</sup>

Loyola, realiza la relajación de la tensión en cadena elástica mediante un instrumento de prueba de “Instron”. Una vez más, sus resultados demostraron una pérdida del 50% de la fuerza después de 24 horas. Mediante un análisis de regresión, proyectó la fuerza restante después de 3 semanas, siendo 33% de la fuerza aplicada inicialmente. Para reducir esta tasa de decaimiento de la fuerza excesiva, varios autores han propuesto pre-estirar los auxiliares elastoméricos antes de su uso clínico. Brooks y Hersey, informaron en 1976 que módulos pre-estirado por 1 día, y probado inmediatamente, mantengan 15% a 20% más fuerza durante 24 horas que los módulos no pre-estirados. Se encontró una mejora del 10% después de un período de 4 semanas.<sup>11</sup>

Brantley y asociados, examinaron diferentes condiciones ambientales combinadas con pre-estirar. Sus resultados demostraron que pre-estirar durante 3

semanas en agua destilada a 37°C, causa que los módulos elastoméricos tengan fuerzas casi constantes cuando son probados inmediatamente después del pre-estirado. En contraste, los grupos de control (no pre-estirados) perdieron un promedio de 70% de la fuerza original sobre un período de tres semanas. Joven y Sandrik, probaron pre-estirado simple y su efecto sobre el decaimiento de la fuerza. La cadena elástica fue rápidamente pre-estirada a mano y aplicada a un aparato de retención diseñado para entregar 90 gramos de fuerza. Entonces se colocó en agua destilada a 37°C, para simular las condiciones de la cavidad bucal. Las muestras pre-estiradas demostraron una mejora de 17% a 25% sobre las de control no pre-estiradas, en 24 horas. Después de 4 semanas, la fuerza restante fue de 64% a 93% mayor para el grupo de pre-estiradas, sobre los controles.<sup>11</sup>

Los autores que describen la técnica de “MBT”, nombran el uso de retroligaduras distales para la mecánica de cierre de espacio, para lo cual se emplea un módulo elástico que será estirado 2 veces su tamaño normal. Eso proporciona una fuerza de 50 a 100 gr., si el módulo se estira antes de colocarlo. Si se utiliza tal y como lo entrega el fabricante sin estirarlo previamente, la fuerza puede ser de 200 a 300 gr. mayor. La fuerza proporcionada por los módulos varía según el tipo de módulo utilizado, según lo que se haya estirado antes de colocarlo, y cuánto se estira al colocarlo.

Ellos describen un efecto trampolín, el cual muestra que el cierre de espacios continúa durante varios meses en pacientes que fallen a las visitas de ajuste, incluso cuando el elastómero esté degradado debido a la masticación y la activación constante.

Estas retroligaduras pueden ser de dos tipos: tipo 1, en la cual se colocó el módulo elastomérico en el gancho del primero o segundo molar, y éste se ligará al gancho mediante ligadura metálica hasta el gancho que se encuentra entre canino y lateral. La retroligadura tipo 2, es idéntica a la tipo 1, sólo que invierte el módulo elastomérico. Éste se colocará en el gancho del arco entre canino y lateral.<sup>12</sup>

### **HIPÓTESIS.**

Los módulos elastoméricos utilizados para ortodoncia, con mayores estándares de control de calidad, tienen mayor elasticidad y un bajo porcentaje de deformación permanente ante los medios intraorales.



## MATERIALES Y MÉTODOS.

Este estudio se llevó a cabo en las instalaciones del Laboratorio de Materiales Dentales de la Unidad de Posgrado, UNAM, y en el Instituto de Física UNAM.

Módulos elásticos de la casa comercial “T.P. Orthodontics”, “Tirdent Leone”, “Ah-kim–Pech” y “3M-Unitek”, en colores: azul, morado, naranja, blanco, gris y transparente.

Microscopio estereoscópico “Zenit”.

Balanza analítica “Adventurer”.

Estufa bacteriológica “Red line”, a 37°C.

Vernier digital “Mitutoyo”.

Ligadura metálica 0.010”, de “American Orthodontics”.

Saliva artificial “Viardent”.

Pinzas Mathew; Alicates para corte de ligadura.

Brackets standard, con hooks, slot 0.018”, “Ah-Kim–Pech”.



Imagen 2. Microscopio estereoscópico “Zenit”





5

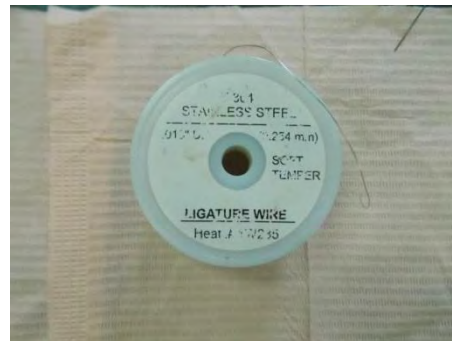


Imagen 3. Balanza analítica, calibrador digital, alicates y ligadura metálica calibre 0.010.

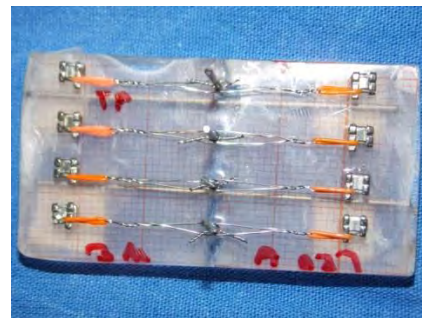


Imagen 4. Saliva artificial, estufa bacteriológica, regla para experimento,

## METODOLOGÍA.

Se usaron módulos elásticos de las casas comerciales “T.P. Orthodontics”, “Tirdent Leone”, “Ah- kim–Pech” y “3M-Unitek”, en colores: azul, morado, naranja, blanco, gris y transparente.



Imagen 5. Módulos empleados.

Los módulos elásticos fueron observados bajo el microscopio estereoscópico, con un aumento de 2,0x para ser medidos en micras. Esto se realizó en el Instituto de Física de la UNAM, empleando el microscopio estereoscópico.

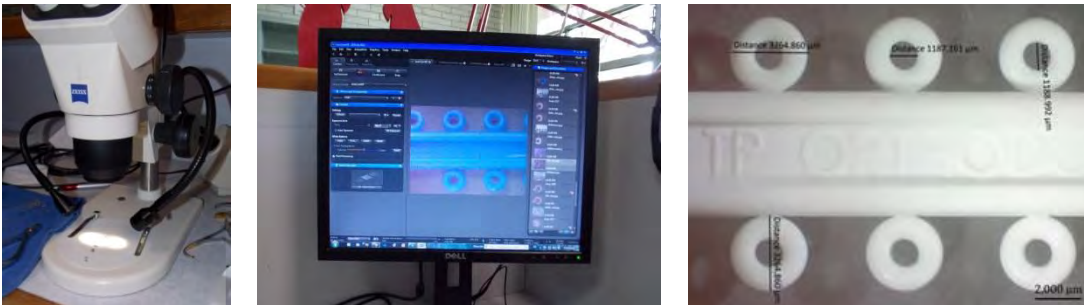


Imagen 6. Medición del módulo mediante el microscopio a 2,0x

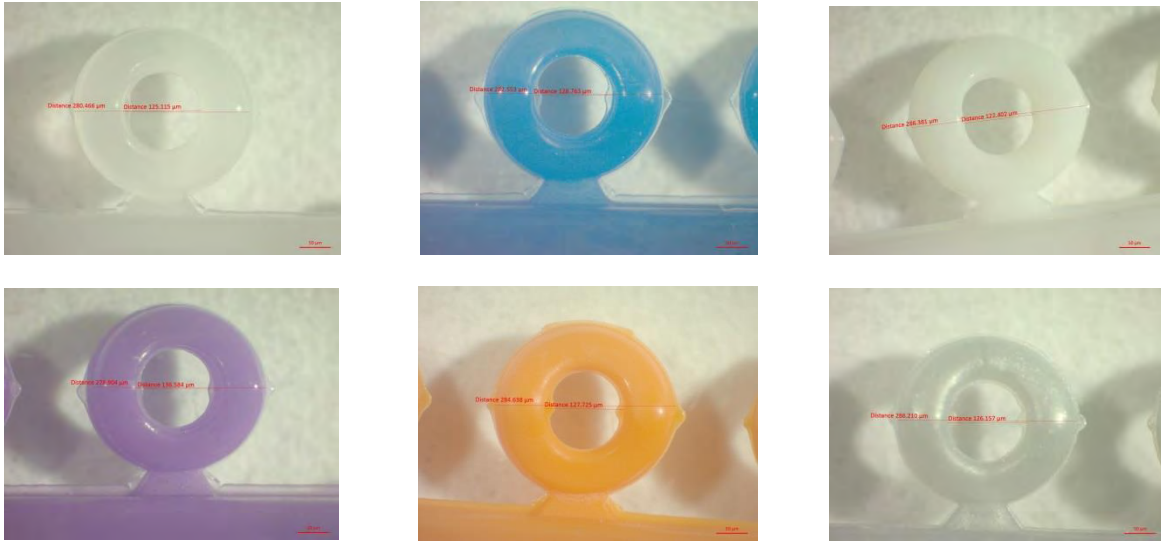


Imagen 7. Inicial de módulos elásticos “3M-Unitek”.

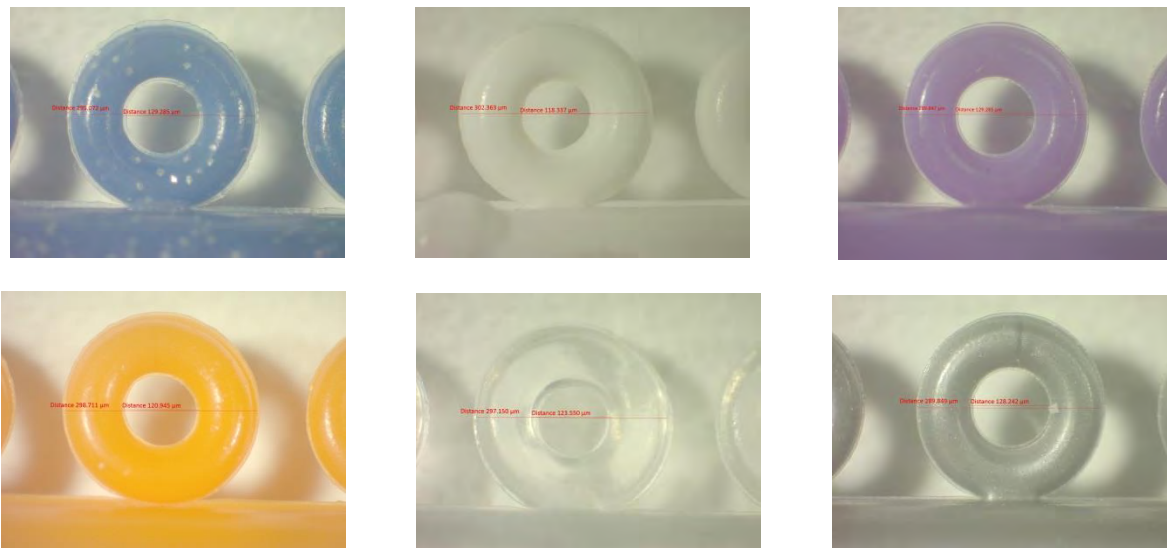


Imagen 8. Inicial de módulos elásticos “Ah-kim-Pech”.

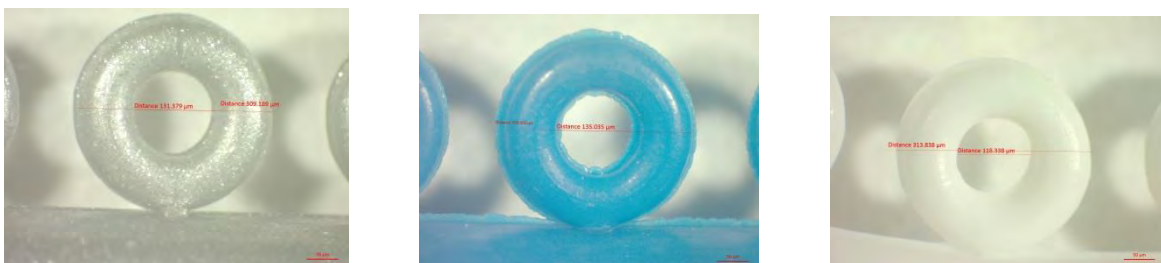




Imagen 9. Inicial de módulos elásticos “Tirdent Leone”.



Imagen 10. Inicial de módulos elásticos “T.P. Orthodontics”.

Fueron pesados con la balanza analítica antes del procedimiento, para determinar la masa específica de cada uno de ellos.



Imagen 11. Medición de la masa del elastómero.



Los datos se registraron en una tabla de Excel, la cual indico marca, color, peso y diámetro, así como imágenes de registro.

Marca	Color	Diámetro (mm)	Peso (g)	Longitud (mm)	Resistencia (N)	Resistencia (kg)
Harmonia	1	3	4	-1	388.53	396.526
Harmonia	2	4	3	-1	393.536	401.536
Harmonia	3	4	4	0	0	0
Harmonia	4	4	4	0	0	0
Harmonia	5	4	4	0	0	0
Harmonia	6	4	4	0	0	0
Harmonia	7	4	4	0	0	0
Harmonia	8	4	4	0	0	0
Harmonia	9	4	4	0	0	0
Harmonia	10	4	4	0	0	0
Harmonia	11	4	4	0	0	0
Harmonia	12	4	4	0	0	0
Harmonia	13	4	4	0	0	0
Harmonia	14	4	4	0	0	0
Harmonia	15	4	4	0	0	0
Harmonia	16	4	4	0	0	0
Harmonia	17	4	4	0	0	0
Harmonia	18	4	4	0	0	0
Harmonia	19	4	4	0	0	0
Harmonia	20	4	4	0	0	0
Harmonia	21	4	4	0	0	0
Harmonia	22	4	4	0	0	0
Harmonia	23	4	4	0	0	0
Harmonia	24	4	4	0	0	0
Harmonia	25	4	4	0	0	0
Harmonia	26	4	4	0	0	0
Harmonia	27	4	4	0	0	0
Harmonia	28	4	4	0	0	0
Harmonia	29	4	4	0	0	0
Harmonia	30	4	4	0	0	0
Harmonia	31	4	4	0	0	0
Harmonia	32	4	4	0	0	0
Harmonia	33	4	4	0	0	0
Harmonia	34	4	4	0	0	0
Harmonia	35	4	4	0	0	0
Harmonia	36	4	4	0	0	0
Harmonia	37	4	4	0	0	0
Harmonia	38	4	4	0	0	0
Harmonia	39	4	4	0	0	0
Harmonia	40	4	4	0	0	0
Harmonia	41	4	4	0	0	0
Harmonia	42	4	4	0	0	0
Harmonia	43	4	4	0	0	0
Harmonia	44	4	4	0	0	0
Harmonia	45	4	4	0	0	0
Harmonia	46	4	4	0	0	0
Harmonia	47	4	4	0	0	0
Harmonia	48	4	4	0	0	0
Harmonia	49	4	4	0	0	0
Harmonia	50	4	4	0	0	0
Harmonia	51	4	4	0	0	0
Harmonia	52	4	4	0	0	0
Harmonia	53	4	4	0	0	0
Harmonia	54	4	4	0	0	0
Harmonia	55	4	4	0	0	0
Harmonia	56	4	4	0	0	0
Harmonia	57	4	4	0	0	0
Harmonia	58	4	4	0	0	0
Harmonia	59	4	4	0	0	0
Harmonia	60	4	4	0	0	0
Harmonia	61	4	4	0	0	0
Harmonia	62	4	4	0	0	0
Harmonia	63	4	4	0	0	0
Harmonia	64	4	4	0	0	0
Harmonia	65	4	4	0	0	0
Harmonia	66	4	4	0	0	0
Harmonia	67	4	4	0	0	0
Harmonia	68	4	4	0	0	0
Harmonia	69	4	4	0	0	0
Harmonia	70	4	4	0	0	0
Harmonia	71	4	4	0	0	0
Harmonia	72	4	4	0	0	0
Harmonia	73	4	4	0	0	0
Harmonia	74	4	4	0	0	0
Harmonia	75	4	4	0	0	0
Harmonia	76	4	4	0	0	0
Harmonia	77	4	4	0	0	0
Harmonia	78	4	4	0	0	0
Harmonia	79	4	4	0	0	0
Harmonia	80	4	4	0	0	0
Harmonia	81	4	4	0	0	0
Harmonia	82	4	4	0	0	0
Harmonia	83	4	4	0	0	0
Harmonia	84	4	4	0	0	0
Harmonia	85	4	4	0	0	0
Harmonia	86	4	4	0	0	0
Harmonia	87	4	4	0	0	0
Harmonia	88	4	4	0	0	0
Harmonia	89	4	4	0	0	0
Harmonia	90	4	4	0	0	0
Harmonia	91	4	4	0	0	0
Harmonia	92	4	4	0	0	0
Harmonia	93	4	4	0	0	0
Harmonia	94	4	4	0	0	0
Harmonia	95	4	4	0	0	0
Harmonia	96	4	4	0	0	0
Harmonia	97	4	4	0	0	0
Harmonia	98	4	4	0	0	0
Harmonia	99	4	4	0	0	0
Harmonia	100	4	4	0	0	0

Imagen 12. Tabla de resultados

Los módulos se estiraron de la misma forma, siendo estirados a 3mm. de longitud, esto fue medido con una regla elaborada en acrílico a la cual se le colocaron brackets.

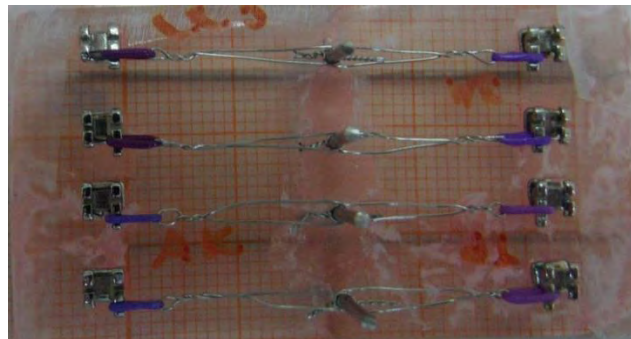


Imagen 13. Regla empleada en el experimento.

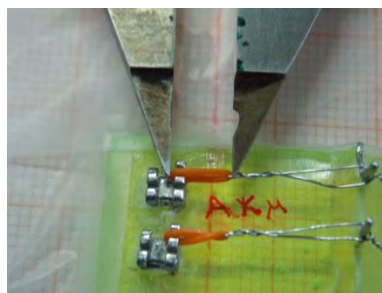


Imagen 14. Medicion de longitudes en regla fabricada con acrilico de ortodoncia.

En un primer intento se fabricó una regla de acrílico sin papel milimétrico, la distancia estirada del módulo elástico fue medida mediante un calibrador digital.

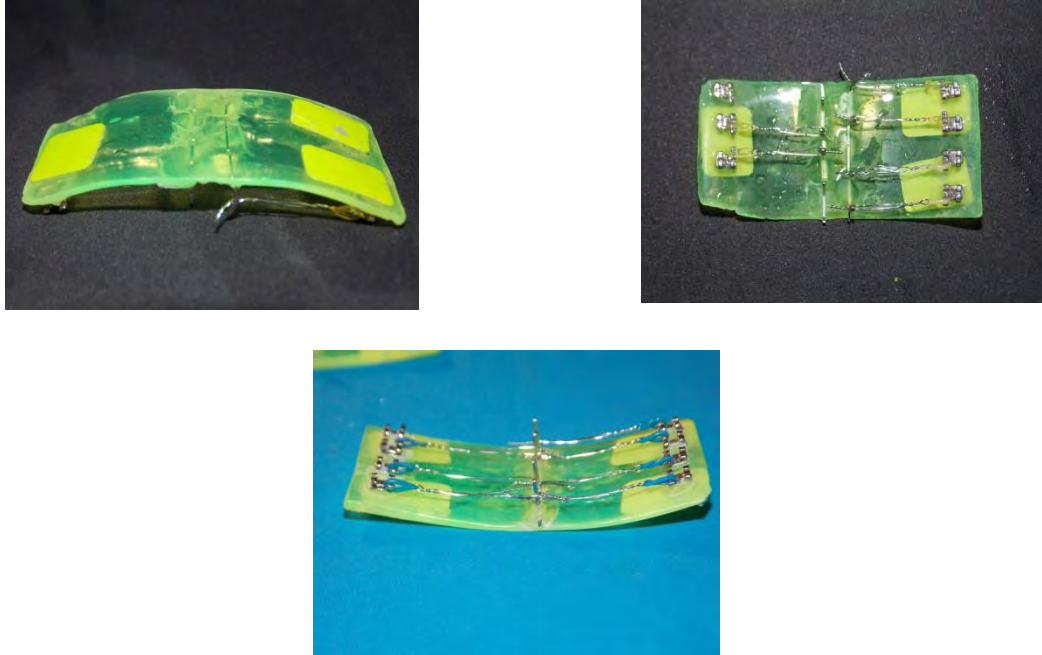


Imagen 15. Distorsion de la regla acrilica a las 24 hrs.

Al sacar las muestras en la primera etapa, se observó que existió una deformación de la regla, por lo tanto esta idea fue desechada para posteriormente emplear la regla fabricada con una estructura metálica interna para evita la deformación así como la colocación de papel milimétrico para facilitar la colocación del módulo elastómero en el dispositivo.

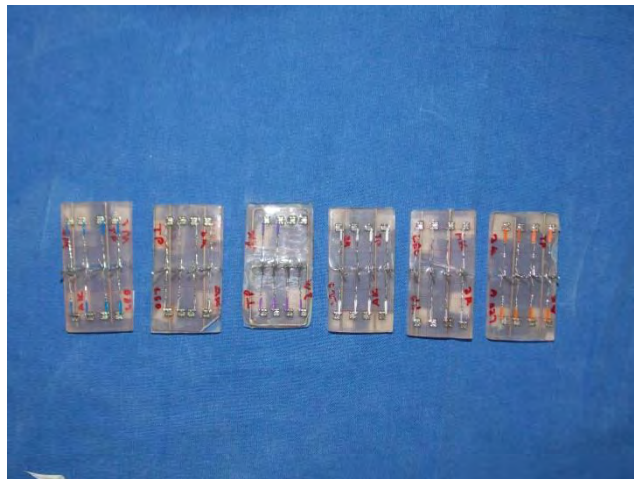


Imagen 16. Nuevo prototipo de regla.

La regla se elaboró con resina acrílica, a la que se le colocó un marco de alambre de acero de calibre 0.036”, para evitar la deformación de la regla. A éstas mismas se le colocó los brackets y el papel milimétrico, para ayudar a medir las distancias.



Imagen 17. Materiales empleados para la fabricación de la regla: resina y alambre .

Posteriormente, la regla junto con los módulos se sumergió en saliva artificial, para después ser ingresada a la estufa a 37°C, por un lapso de 24hrs, 7 días y 14 días.



Imagen 18. Saliva artificial “Viardent” empleada para la inmersión de las muestras.



Una vez concluidos los periodos determinados, se retiraron del dispositivo, se pesaron y midieron, de la misma forma que al comienzo del experimento, registrando los cambios de masa, de longitud y de elasticidad. Esto se aplicó con cada grupo de módulos a estudiar.

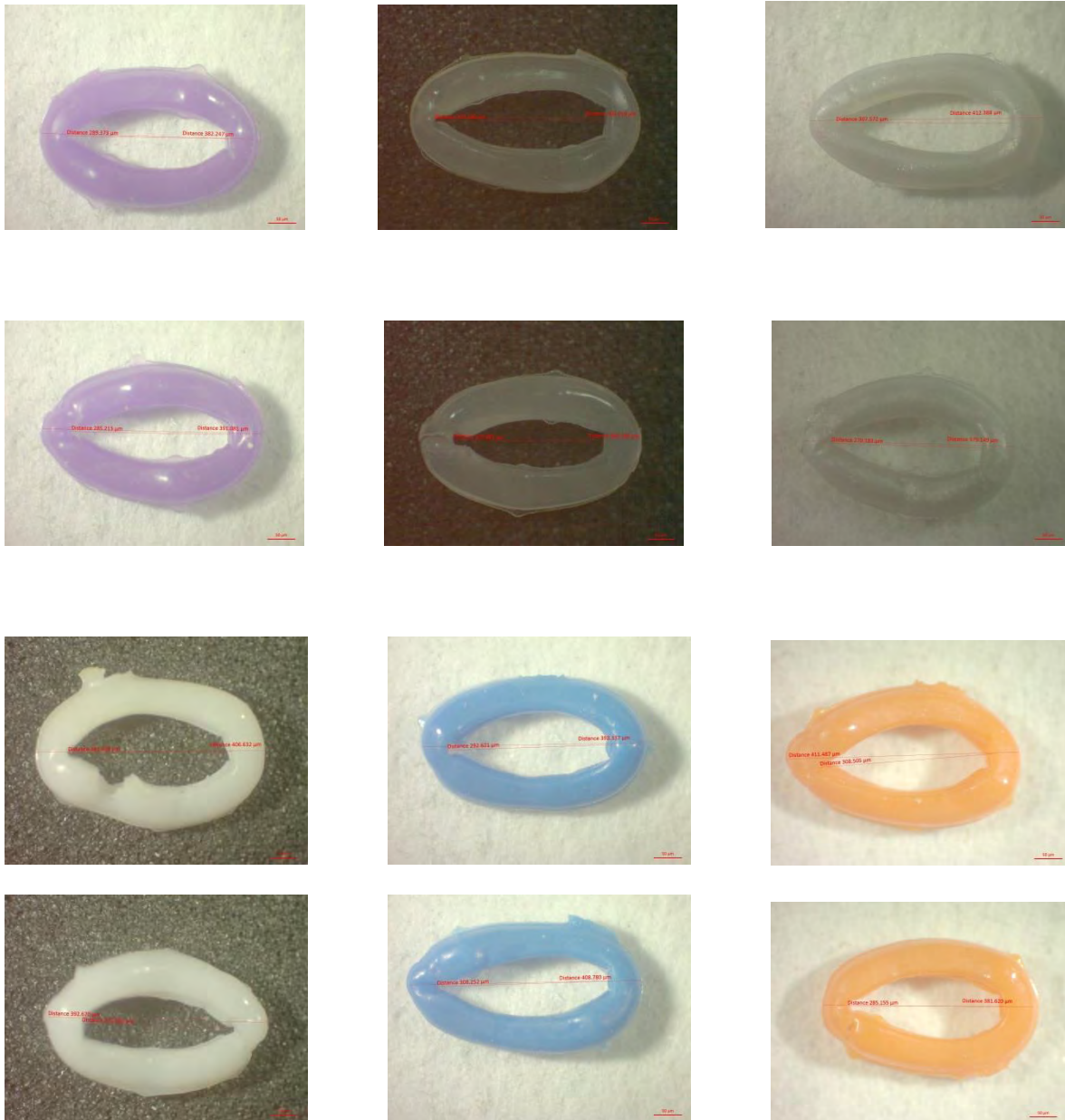


Imagen 19. Módulos elásticos “3M-Unitek”, estirados por 24 horas.



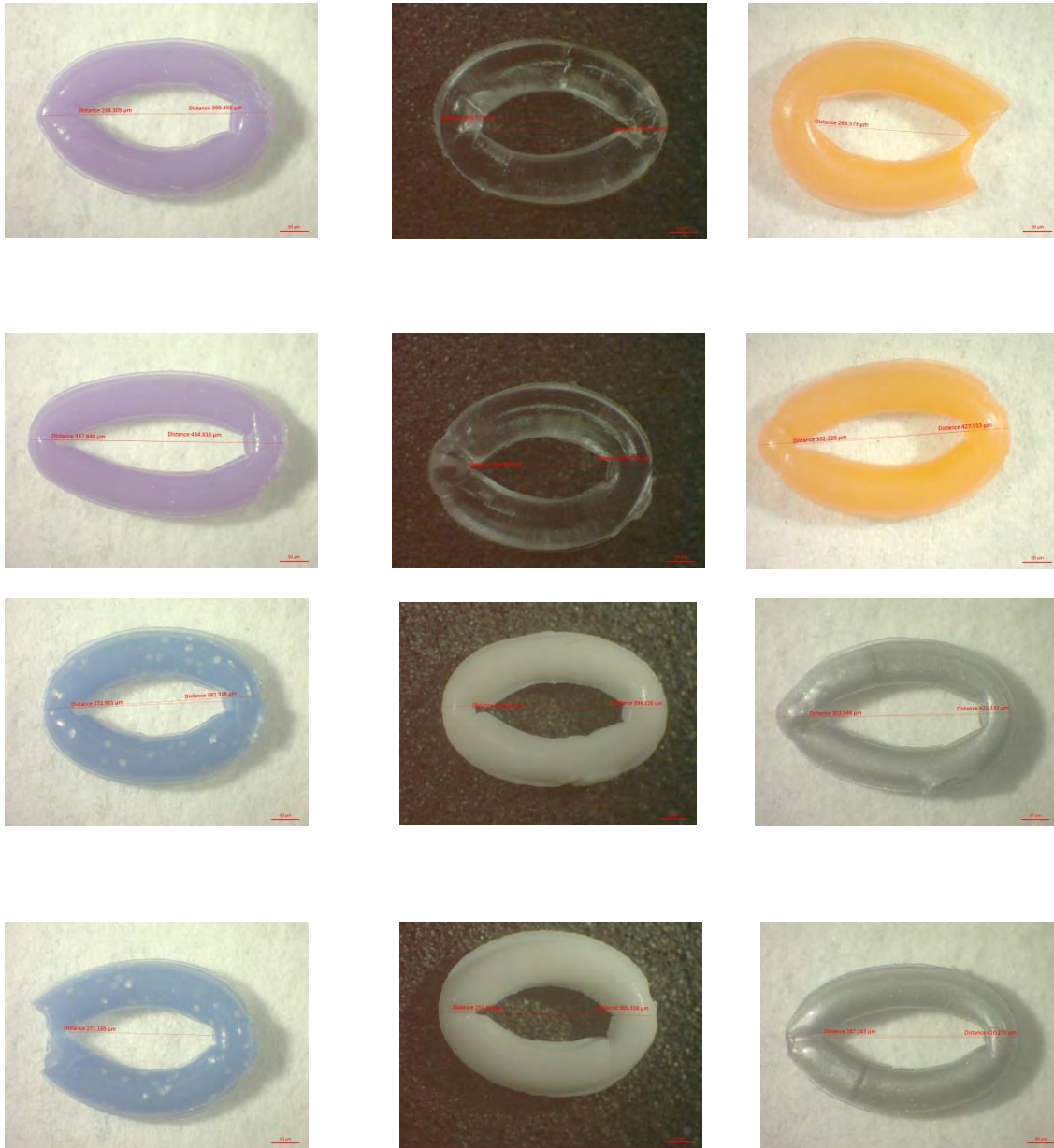


Imagen 20. Módulos elásticos “Ah- kim-Pech”, estirados por 24 horas.

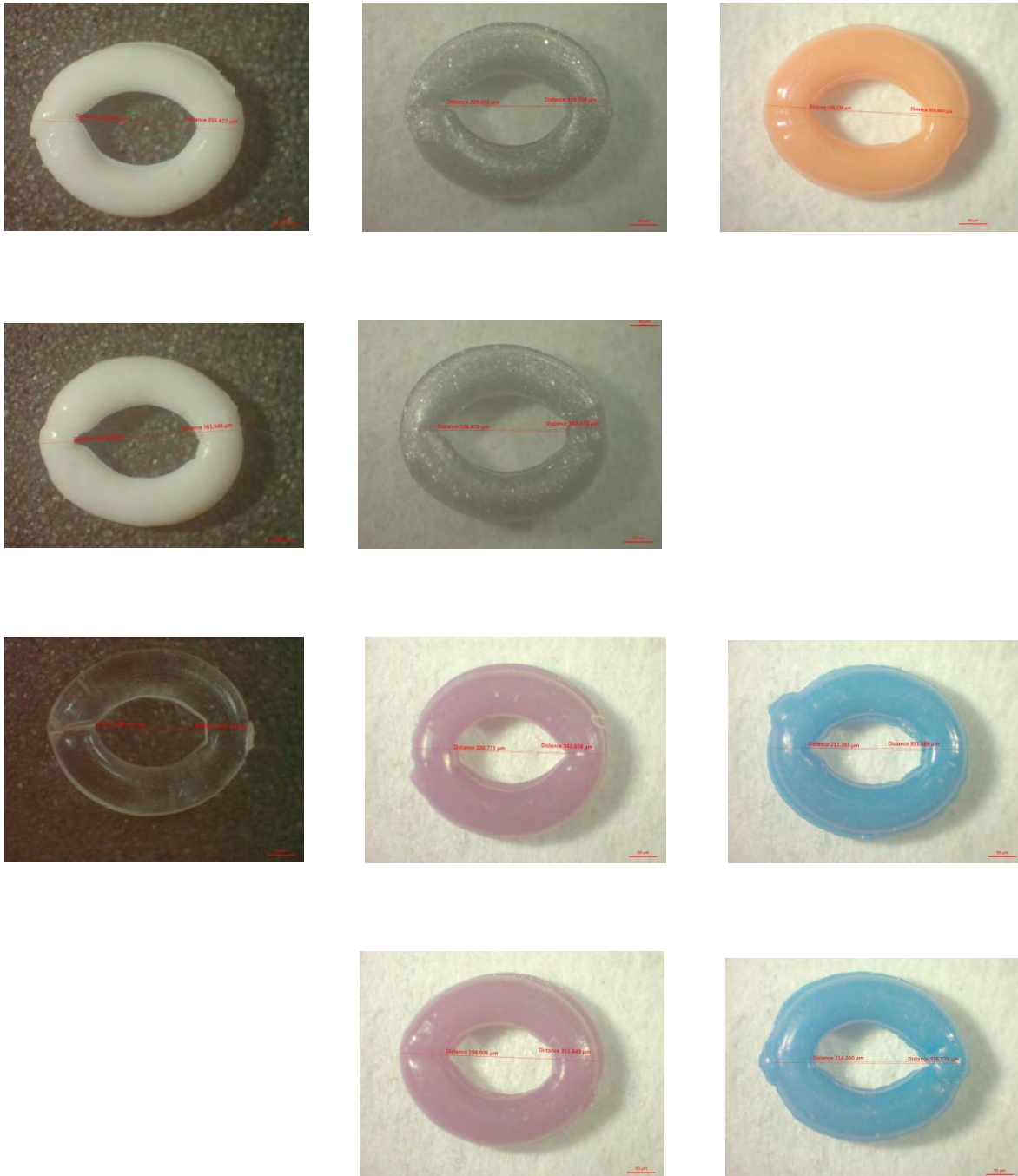


Imagen 21. Módulos elásticos “Tirdent Leone”, estirados por 24 horas.

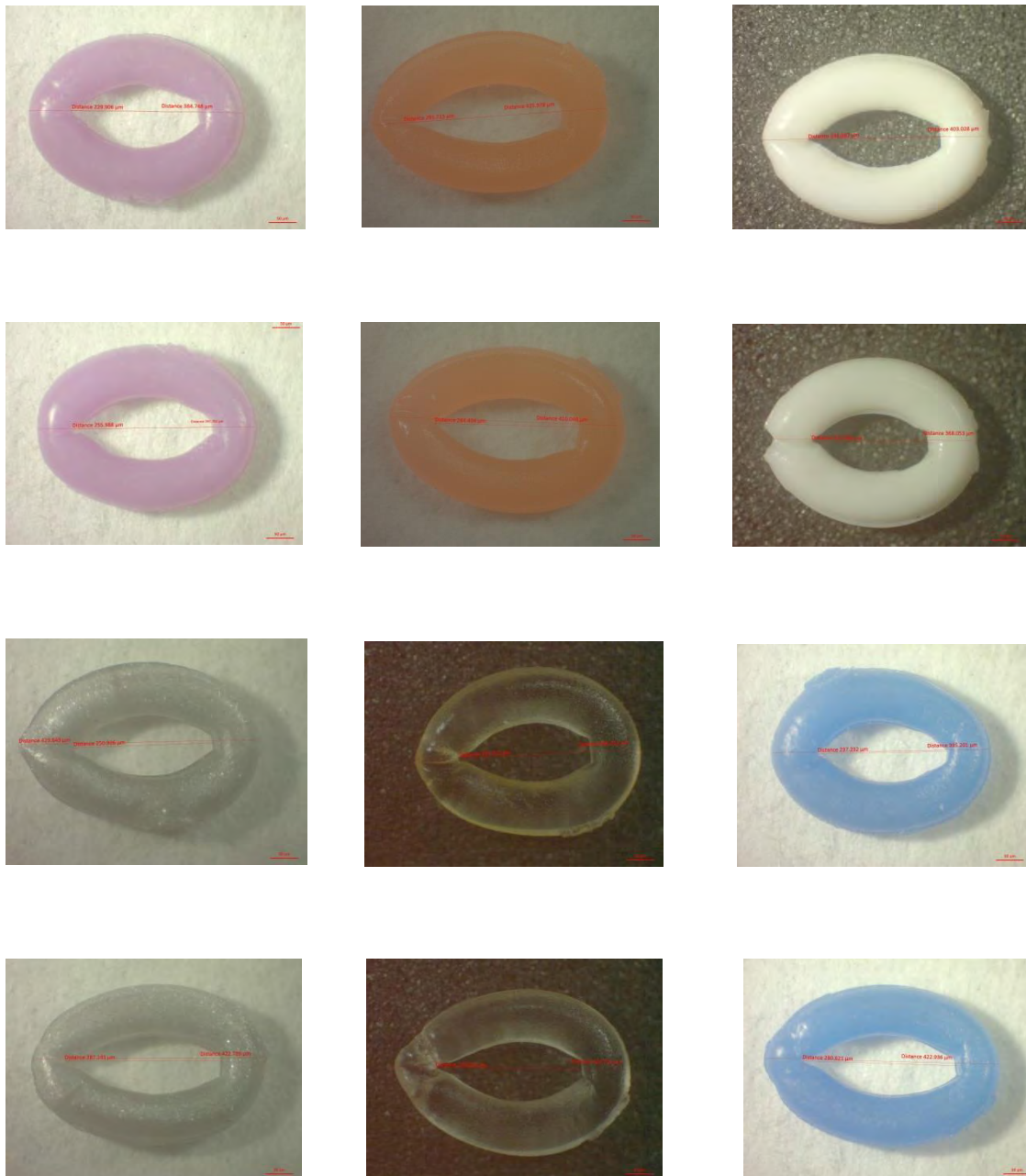


Imagen 22. Módulos elásticos “T.P. Orthodontics”, estirados por 24 horas.



Imagen 22. Módulos elásticos “3M-Unitek”, estirados 7 días.





Imagen 23. Módulos elásticos “Ah- kim-Pech”, estirados por 7 días. .



Imagen 24. Módulos elásticos “Tirdent Leone”, estirados por 7 días.

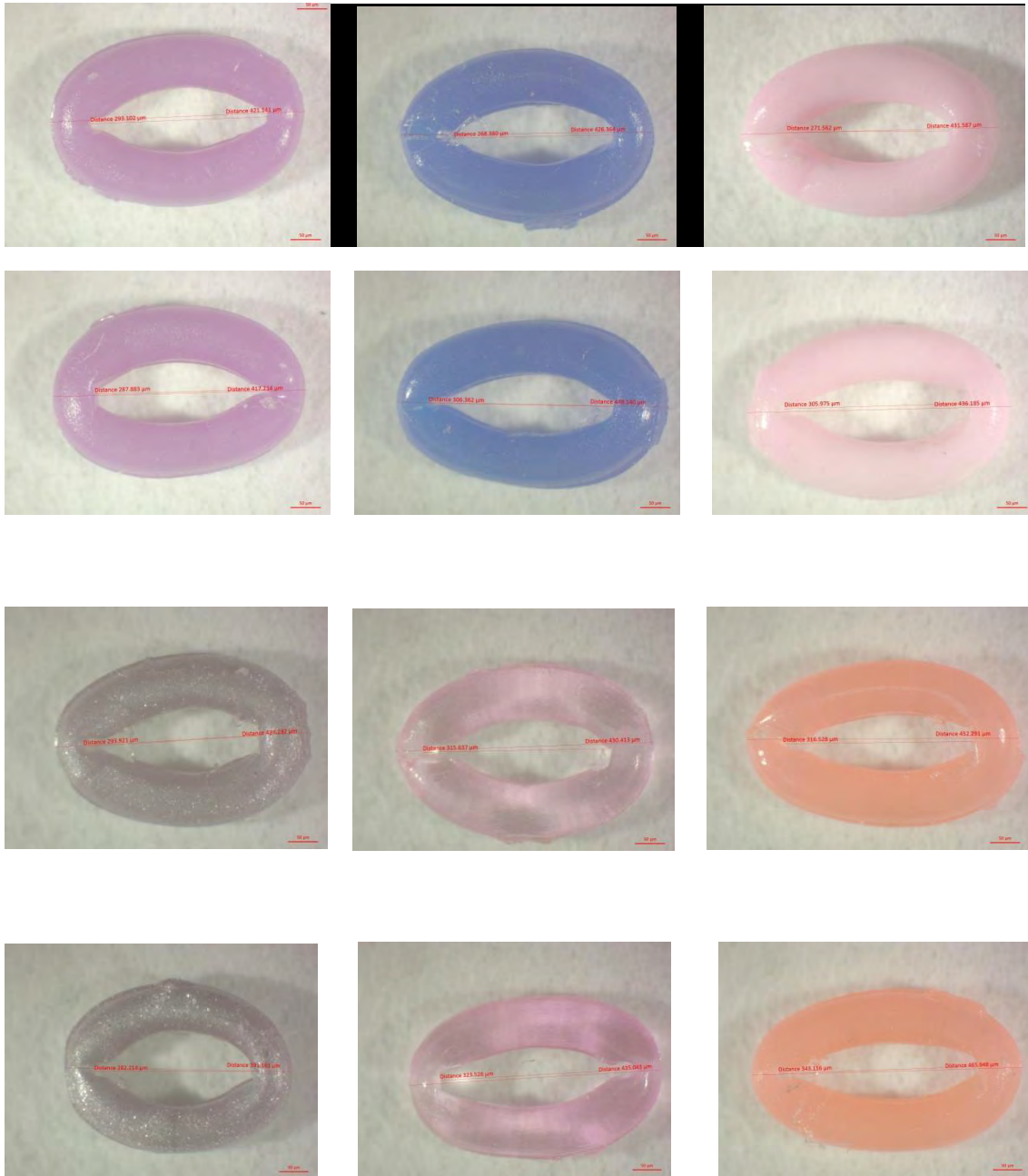


Imagen 25. Módulos elásticos “T.P. Orthodontics”, estirados por 7 días.

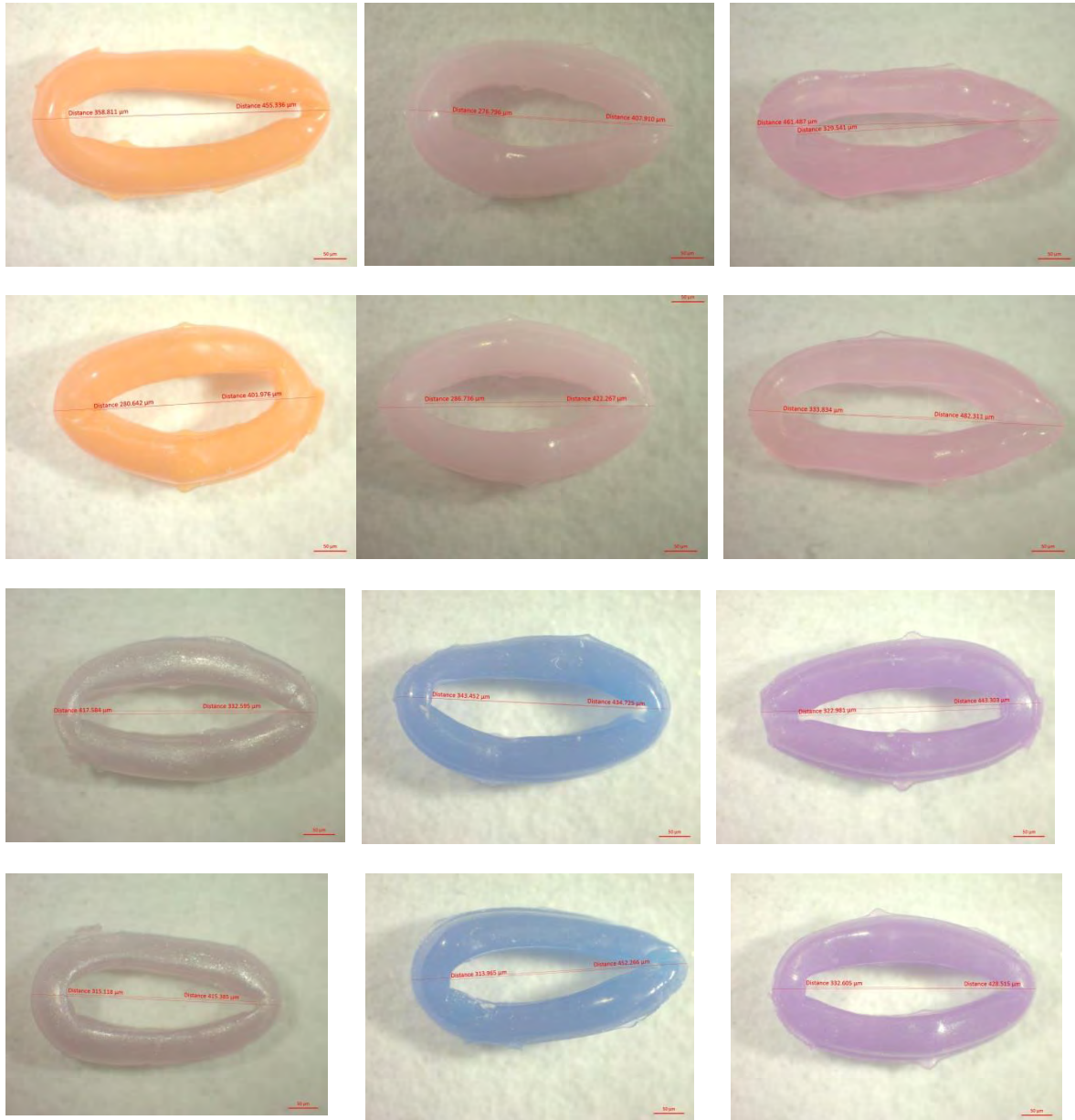


Imagen 26. Módulos elásticos “3M-Unitek”, estirados por 14 días.





Imagen 27. Módulos elásticos “Ah- kim-Pech”, estirados por 14 días.



Imagen 28. Módulos elásticos “Tirdent Leone”, estrados por 14 días.



Imagen 29. Módulos elásticos “T.P. Orthodontics”, estirados por 14 días.

Los datos obtenidos se agruparon en una base de datos de Excel, la cual reporto: fecha y hora, marca, color, masa, longitud inicial y longitud final.

Posteriormente se llevó el análisis estadístico comparativo, experimental prospectivo, pre y post prueba mediante el programa Excel, el cual se empleó T de student.

### RESULTADOS.

Marca	N	Medida peso inicial (mg)	Desviación estándar peso inicial	Medida peso 24 hrs. (mg)	Desviación estándar resultados	Diferencia	T. obtenida	T. Critica + -	Diferencia significativa	Porcentaje de incremento
3m	1 2	3.75	0.45	3.91	0.51	-0.16	-81.49	2.07	No	4%
Ahkim	1 2	3.83	0.38	4.00	0.60	-0.17	-0.82	2.09	No	4%
Leone	1 2	4.25	0.45	4.83	0.71	-0.58	-23.35	2.2	Si	14%
TP	1 2	4.92	0.29	5.33	0.49	-0.41	-2.49	2.1	si	8%



Imagen 30. Tabla de resultados a las 24 horas.

Marca	N	Medida peso inicial (mg)	Desviación estándar peso inicial	Medida peso 7 días. (mg)	Desviación estándar resultados	Diferencia	T. obtenida	T. Critica	Diferencia significativa	Porcentaje de incremento
3m	1 2	3.75	0.45	3.58	0.66	0.17	0.73	2.09	No	-5%
Ahkim	1 2	3.83	0.38	3.75	0.62	0.08	0.38	2.09	No	-2%
Leone	1 2	4.25	0.45	4.66	0.67	-0.41	16.43	2.09	Si	10%
TP	1 2	4.92	0.29	5.17	0.39	-0.25	-1.78	2.08	No	5%

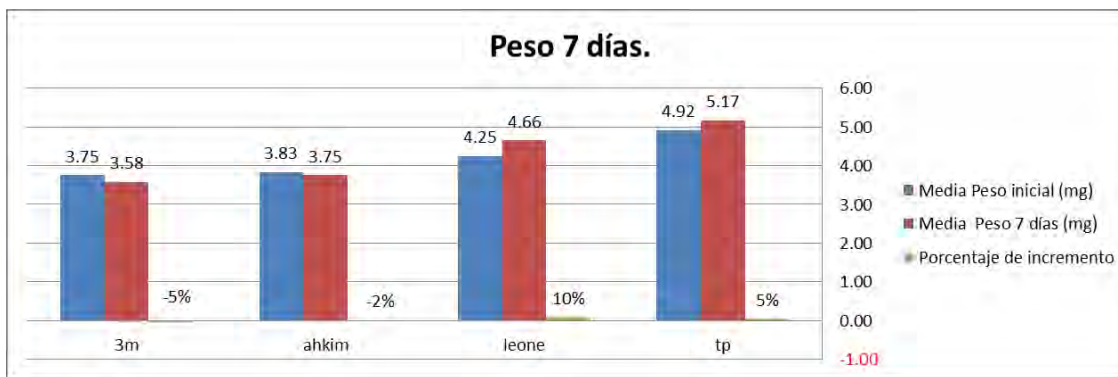


Imagen 31. Tabla de resultados a los 7 días.



Marca	N	Medida peso inicial (mg)	Desviación estándar peso inicial	Medida peso 14 días. (mg)	Desviación estándar resultados	Diferencia	T. obtenida	T. Critica	Diferencia significativa	Porcentaje de incremento
3m	1 2	3.75	0.45	4.00	0.60	-0.25	-1.15	2.08	No	7%
Ahkim	1 2	3.83	0.38	4.08	0.28	-0.25	-1.83	2.08	No	6%
Leone	1 2	4.25	0.45	4.83	0.38	-0.58	-3.41	2.07	Si	14%
TP	1 2	4.92	0.29	5.50	0.52	-0.58	-3.37	2.1	si	12%

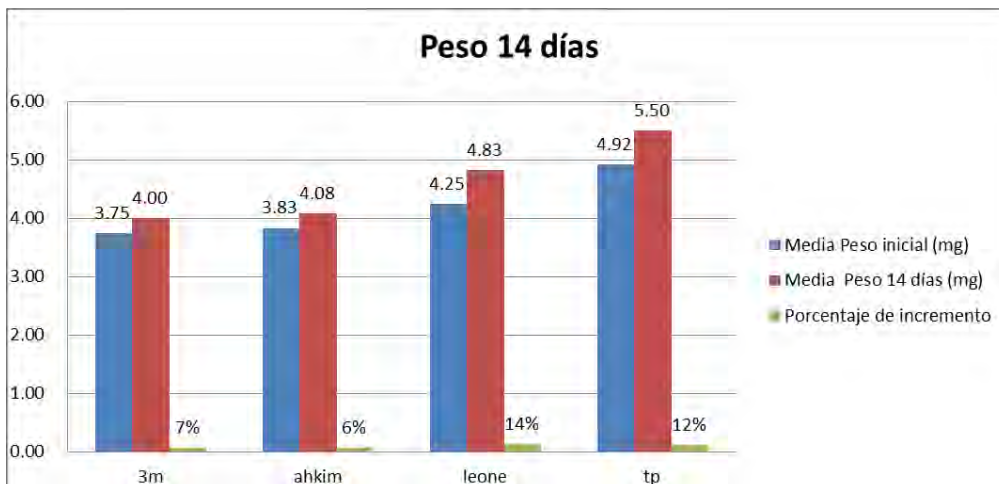


Imagen 32. Tabla de resultados a los 14 días.

Marca	N	Medida externa inicial (um)	Desviación estándar peso inicial	Medida externa 24 hrs. (um)	Desviación estándar resultados	Diferencia	T. obtenida	T. Critica	Diferencia significativa	Porcentaje de incremento
3m	1 2	283.19	2.94	396.22	12.29	-113.03	-30.98	-2.67	Si	40%
Ahkim	1 2	295.50	4.75	402.79	20.70	-107.30	-17.49	-2.67	Si	36%
Leone	1 2	305.94	6.92	358.15	9.46	-52.21	-0.26	-2.71	No	17%
TP	1 2	320.79	3.55	406.83	18.94	-86.04	-15.46	-2.68	Si	27%

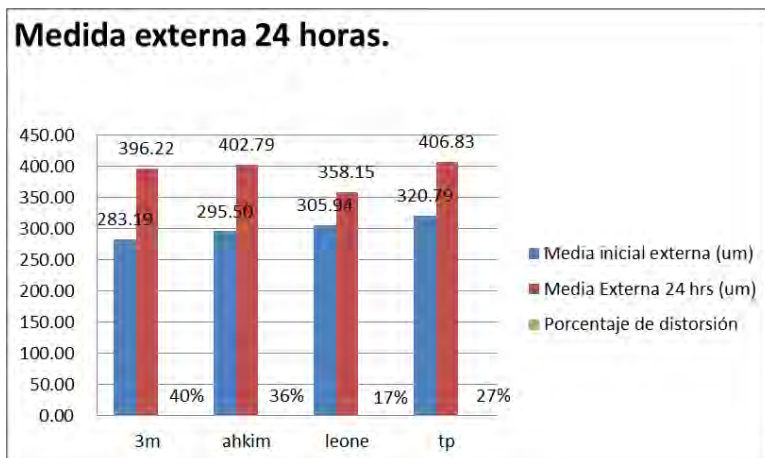


Imagen 36. Tabla de resultados a las 24 horas.

Marca	N	Medida externa inicial (um)	Desviación estándar peso inicial	Medida externa 7 días. (um)	Desviación estándar resultados	Diferencia	T. obtenida	T. Critica	Diferencia significativa	Porcentaje de incremento
3m	1/2	283.19	2.94	440.32	26.51	-157.13	-20.4	-2.7	Si	55%
Ahkim	1/2	295.50	4.75	443.26	33.13	-147.76	-15.29	-2.7	Si	50%
Leone	1/2	305.94	6.92	410.83	19.32	-104.89	-0.52	-2.7	Si	34%
TP	1/2	320.79	3.55	431.73	19.03	-110.94	-19.85	-2.68	si	35%

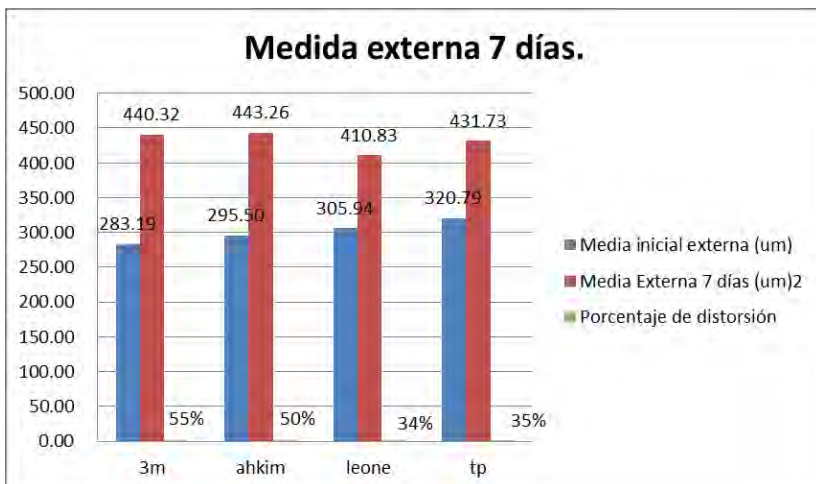


Imagen 37. Tabla de resultados a los 7 días.

Marca	N	Medida externa inicial (um)	Desviación estándar peso inicial	Medida Externa 14 días. (um)	Desviación estándar resultados	Diferencia	T. obtenida	T. Critica	Diferencia significativa	Porcentaje de incremento
3m	1/2	283.19	2.94	435.25	24.18	-152.06	-21.62	-2.7	Si	54%
Ahkim	1/2	295.50	4.75	402.17	13.70	-106.67	-25.48	-2.63	Si	36%
Leone	1/2	305.94	6.92	358.14	9.46	-52.20	-0.26	-2.71	No	17%
TP	1/2	320.79	3.55	440.20	23.25	-119.41	-17.58	-2.69	si	37%

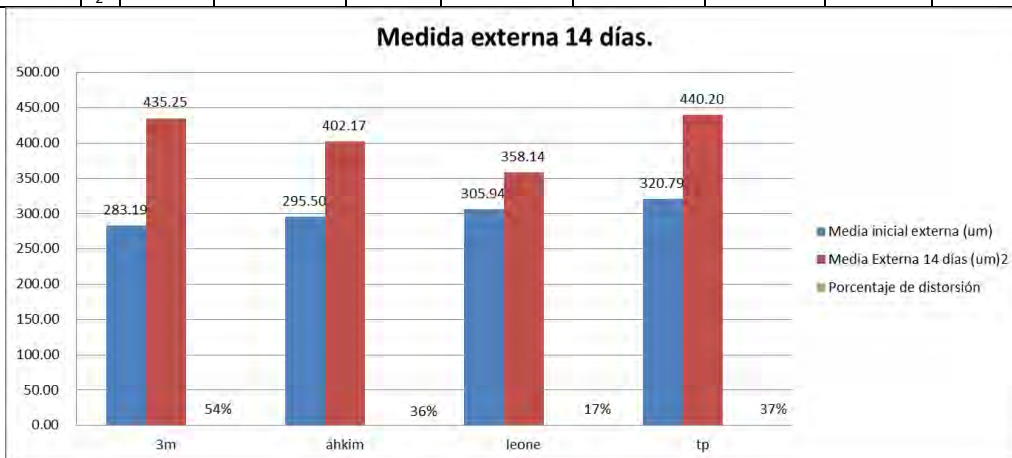


Imagen 38. Tabla de resultados a los 14 días

## DISCUSIÓN.

En la práctica ortodóncica es importante conocer el tipo de materiales empleados así como las propiedades físicas que presentan los módulos elastoméricos, para lograr los mejores resultados clínicos.

Los materiales elastoméricos se deforman fácilmente con pequeñas cargas (esfuerzo), presentan fatiga que es la disminución continua de sus propiedades físicas, resultado de la propagación de fracturas durante la aplicación de una carga (fuerza) continúa.

La fatiga de elastómero es el resultado de su composición; del tipo de entrecruzamiento de las cadenas poliméricas así como del aditivo utilizado para evitar o disminuir el envejecimiento.

Entre los componentes del elastómero; el plastificante es un diluyente, de bajo peso molecular que aumenta la flexibilidad pero que además puede alterar su estructura, en un medio acuso cuando migra, aumentando su rigidez.

En el mercado existen una gran cantidad de marcas comerciales que se encargan en la fabricación de módulos elásticos, los cuales en la mayoría de los casos no revelan la composición química. Sin embargo existen características especiales que pueden ser observadas mediante microscopio las cuales pueden determinar una variable entre las diferentes marcas existentes en el mercado.

De acuerdo con los resultados de esta investigación podemos determinar que en algunos módulos existió un incremento en el peso, podría deberse a la adsorción ya que algunas muestras eran de colores claros. Por otro lado, también en los registros de peso a las 24 horas los módulos elásticos de las casas comerciales 3M y Ah-kim-Pech no presentaron diferencia significativa pero los módulos de Leone y TP presentaron un incremento del 8% y el 14% respectivamente existió diferencia que fue estadísticamente significativa. A los 7 días no se presentó diferencia significativa en ninguna marca de los módulos, y a los 14 días se observó que la diferencia entre 3m y Ah-kim-Pech no fue significativa pero los módulos de Leone y TP presentaron diferencias significativas de 14% y 12% respectivamente.

Respecto a la deformación externa de los elásticos diversos autores como Hersey y Reynolds, Wong y Loyola reportan deformación de rangos entre el 50 % y 73% a las 24 horas de ser activados; en nuestro estudio encontramos estos mismos rangos de deformación en 2 marcas 3m y Ahkim-Pech. Sin embargo las otras dos marcas Leone y TP presentaron menor distorsión que lo reportado por los autores mencionados lo que hace pensar que las características físicas de

estos elásticos pueden ser más convenientes para los tratamientos donde requerimos que la fuerza establecida se mantenga por mayor tiempo.

### **CONCLUSIONES.**

Bajo las condiciones de este estudio se puede concluir que los módulos elastoméricos 3m y Ahkim –Pech se comportan de forma similar presentando un grado de distorsión semejante a lo descrito en la bibliografía y los módulos Leone y TP mostraron mayor cualidades para su uso clínico, en especial en aquellos casos que se debe mantener la aplicación de la fuerza por mayor tiempo sin la necesidad de cambiar las ligas con frecuencia.

Es importante recordar que no todos los materiales tienen las mismas capacidades físicas y no porque sean de marcas comerciales reconocidas a nivel mundial, las más caras o las más comerciales o populares en el mercado son las mejores. Existe una inmensidad de marcas y productos los cuales nos ofrecerán diferentes cualidades pero si nosotros podemos conocer la característica de estos, realizaremos la mejor selección de los materiales los cuales se adapten a las necesidades de los procedimientos en la práctica diaria.

Por último se recomienda continuar con esta línea de investigación específicamente en proyectos que estudien su calidad de manufacturación, composición química y otras cualidades físicas.



## GLOSARIO.

**Absorción:** proceso en el cual un cuerpo adquiere agua en su capa externa.

**Abrasión:** desgaste de un material por la fricción contra otros materiales.

**Aditivos:** sustancias que se combinan con polímeros puros para modificar sus propiedades.

**Adsorción:** es cuando un cuerpo adquiere agua más allá de su capa externa.

**Catalizador:** sustancia que acelera las reacciones químicas y que permanece sin cambiar al final de las mismas.

**Decaimiento:** pérdida progresiva de cualidades.

**Deformación:** es el cambio en el tamaño o forma de un cuerpo debido a esfuerzos internos producidos por una o más fuerzas aplicadas sobre el mismo.

**Elasticidad:** es la propiedad mecánica de ciertos materiales de sufrir deformaciones reversibles cuando se encuentran sujetos a la acción de fuerzas exteriores y de recuperar la forma original si estas fuerzas exteriores se eliminan.

**Envejecimiento:** cambio en las propiedades de un material con el tiempo debido a las condiciones ambientales.

**Fuerza:** es la acción de un cuerpo sobre otro, y es igual a la masa por la aceleración.  $F=m \cdot a$ , se mide en Newtons (102 gramos).

**Fotodegradación:** Cambio de las propiedades químicas de un material por efecto de la luz solar.

**Límite elástico o proporcional:** es la propiedad que tiene un cuerpo para regresar a su forma original sin que su estructura molecular se vea alterada.

**Módulo de Young:** El módulo de Young o módulo de elasticidad longitudinal es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza.

**Polímero:** son macromoléculas (generalmente orgánicas) formadas por la unión de moléculas más pequeñas llamadas monómeras.

**Reticulación:** es una reacción química por la que los polímeros se unen en

**Rigidez:** capacidad de un material para soportar torceduras o flexionaduras.

**Tensión:** Es la fuerza por unidad de superficie en un cuerpo que resiste a una fuerza externa.

**Tensión por tracción:** es toda fuerza inducida que resiste una deformación generada por una carga, que tiende a alargar o estirar un cuerpo, siempre va seguida de una deformación por tracción.

## DESARROLLO CRONOLÓGICO DE LOS POLÍMEROS.

Antes de 1800	Algodón, lino, seda, caucho natural, gutapercha y cuero.
1839	Vulcanización del caucho (Charles Goodyear).
1846	Nitración de la celulosa (Schönbein).
1851	Ebonita (caucho duro; Nelson Goodyear).
1860	Moldeado de la laca y la gutapercha.
1868	Celuloide (nitrato de celulosa plastificada; Hyatt).
1889	Fibras celulósicas regeneradas (Chardonnet).
1889	Películas fotográficas de nitrato de celulosa ( Reichenbach).
1890	Fibras de rayón cupramonio (Despeisses).
1892	Fibras de rayón viscosas (Cross, Bevan y Beadle).
1907	Resinas de fenol-formaldehido (baquelita; Baekeland).
1908	Películas fotográficas de acetato de celulosa.
1912	Láminas de celulosa regenerada (Celofán).
1923	Lacados de nitrato de celulosa para automóviles.
1924	Fibras de acetato de celulosa.
1926	Poliéster alquíidino ( Kienle).
1927	Barras y láminas de acetato de celulosa.
1929	Elastómeros sintéticos de polisulfuro.
1929	Resinas urea-formaldehido.
1931	Elastómeros de policloropeno ( Neopreno).
1935	Etilcelulosa.
1936	Acetato de polivinilo.
1936	Vidrio de seguridad de butiral polivinilo.
1937	Poliestireno.
1937	Elastómeros copolimeros de estireno-butadieno (Buna- S ) y estireno –acrilonitrilo. (Buna-N)
1938	Fibras de nilón-66 (Carothers).
1939	Resinas de melamina-formaldehido.
1940	Elastómeros de isobutileno –isopreno.
1941	Polietileno de baja densidad.
1942	Poliésteres insaturados.
1943	Resinas fluorocarbonadas (Teflón; Plunkett)
1943	Siliconas.
1943	Poliuretanos ( Baeyer).
1947	Resina epoxi.
1948	Copolimeros de acrinonitrilo , butadieno y estireno (ABS).
1950	Fibras de poliacrionitrilo.
1956	Poliximetileno (acetales).
1957	Polietileno.
1957	Policarbonato.
1959	Elastómeros de polibutadieno-cis y poliisopreno-cis
1960	Elastómeros copolimeros de etileno-propileno.

1962	Resina de poliimida.
1964	Poli (oxido de fenileno).
1965	Polisulfona.
1965	Copolimeros de bloque estireno_ butadieno.
1970	Poliereftalato de bitileno.
1971	Sulfuro de polifenileno.

## BIBLIOGRAFÍA.

Raimond B.Saymour. Charles E. Carraher. Introducción a la química de los polímeros. 2°reimpresion. Editorial Revert.

Gonzalo Alonso Uribe Restrepo Fundamentos de Odontología Ortodoncia Teoría y clínica Primera edición Corporación para investigaciones biológicas.

Carlos E. Rangel Nafaile. Los platicos. Primera edición 1986. Dirección general de publicaciones y medios de la SEP.

Michele R. Renick, William A. Brantley Studies of orthodontic elastomeric modules part 1 glass transition temperaturas for representative pigmented products in the asrecerved condition and after orthodontic use AJO DO Vol. 126 No. 3 September 2004.

Pantoja e; Almazan v; ruiz h. ballesteros m. de l. abad l. Determinacion de la perdida de fuerza y longitud de las cadenas elastómericas en cultivos bacterianos. revista latinoamericana de ortodoncia y odontopediatría junio 2012

Sonis, Van der Plas, and Gianelly. Comparison of elastomeric auxiliaries vs. elastic thread. AJO-DO Volume 1986 Jan (73 – 78)

Bernhard Gnauck / Peter Fründt Iniciación a la química plástica Hanser editorial.3era edición

David L. Baty, Joseph A. Von Fraunhofer Forcé delivery properties of colored elastomeric modules .AJO DO Vol. 106 No. 1

Louls J , Tabumis Terrence Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. AJO DO Vol. 111 No. 1. January 1997

Claire L. Stroede, Hani Sadek Viscoelastic properties of elastomeric chains an investigation of pigmented and manufacturing. AJO DO Vol. 141 issue 3 March 2012

Baty, Storie and von Fraunhofer Synthetic elastomeric chains AJO-DO 1994 Jun (536 - 542)

Mc Laughlin, Bennett, Trevisi Mecánica sistematizada del tratamiento ortodoncico. Mosby international. 1° edición

William R. Proffit; Contemporary Orthodontics; Editorial Mosby; 4ta. Edición; San Luis Missouri, 2007

Ronay, Kleinert, Melsen, and Burstone. Force system developed by V bends in elastic wire - AJO-DO Volume 1989 Oct (295 - 301)

Cunat, Strychalski, and Warunek Use of silicone elastomeric positioner-type appliances in space closure AJO-DO, Volume 1991 Oct (306 - 311)

Lu, Wang, Tarng, and Chen Force decay of elastomeric chain AJO-DO Volume 1993 Oct (373 - 377)

Klump, Duncanson, Nanda, and Currier Elastic energy/stiffness ratios for wires AJO-DO Volume 1994 Dec (588 - 596):

Helen Syvia, Groiffths Martyn Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. AJO DO Vol. 127 No. 6.

Kyung Ho Kim, Chun Ho Chung Effects of prestretching on forced degradation of synthetic elastomeric chain. AJO DO Vol. 128 No. 4. October 2005