



Acreditación Institucional  
**DE ALTA CALIDAD**  
Resolución 009527 Mineducación Sep. 6 de 2019

EFFECTO DE LA TERMOFORMACIÓN SOBRE EL ESPESOR Y LA RELAJACIÓN DE  
ESFUERZOS EN ALINEADORES PLÁSTICOS FABRICADOS CON PET-G

LADY MARIET SOLARTE PAZOS

HILARY MORALES PINILLA

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES

FACULTAD DE SALUD

ESPECIALIZACIÓN EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA DENTOFACIAL

MANIZALES

2022

EFFECTO DE LA TERMOFORMACIÓN SOBRE EL ESPESOR Y LA RELAJACIÓN DE  
ESFUERZOS EN ALINEADORES PLÁSTICOS FABRICADOS CON PET-G

**RESIDENTES**

Lady Mariet Solarte Pazos

Hilary Morales Pinilla

Proyecto de grado para optar al título de Especialista En Ortodoncia Y Ortopedia  
Dentofacial

**TUTORES**

Juan Pablo Gomez Arango

César Augusto Alvaréz Vargas

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES

FACULTAD DE SALUD

ESPECIALIZACIÓN EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA DENTOFACIAL

MANIZALES

2022

## RESUMEN

**Objetivo:** establecer el efecto del termoformado sobre el espesor del material polimérico PET-G utilizado para alineadores plásticos.

**Materiales y métodos:** La muestra consistió en placas de PET-G en 6 espesores diferentes. Los pasos del procedimiento son: impresión de modelos de resina, determinación de tiempos de calentamiento, termoformado, corte, medición de cambio de espesor, ensayo de relajación de tensiones y análisis de varianza de factores.

**Resultados:** Las placas presentaron una reducción de espesor heterogénea, 41,7% en las superficies bucales, 25,5% en los bordes incisales y 22,5% en las superficies oclusales. En cuanto a la prueba de relajación de tensiones en todos los espesores, se evidenció una pérdida drástica de resistencia en la primera hora. La placa con mayor pérdida de resistencia fue la de 0,03 pulgadas de espesor, que a las 8 horas perdió el 44,5% de la resistencia inicial.

**Conclusiones:** Todas las placas redujeron el espesor después del proceso de termoformado. Las superficies bucales presentaron una mayor reducción en comparación con las superficies oclusales y los bordes incisales, lo que es estadísticamente significativo. En cuanto al ensayo de relajación de tensiones, se encuentra que el espesor es significativo en el proceso de relajación de tensiones y a mayores espesores la reducción de la fuerza debida al proceso de relajación es menor. El espesor inicial y el tiempo de calentamiento tienen una influencia estadísticamente significativa en la reducción del espesor y la relajación de tensiones (IC: 95%).

**Palabras clave:** espesor, alineadores, termoformado, PET-G, relajación de esfuerzos.

## ABSTRACT

**Objective:** to establish the effect of thermoforming on the thickness of the PET-G polymeric material used for plastic aligners.

**Materials and methods:** The sample consisted of PET-G plates in 6 different thicknesses. The steps of the procedure are: printing of resin models, determination of heating times, thermoforming, cutting, measurement of thickness change, stress relaxation test and factor variance analysis.

**Results:** The plates had a heterogeneous reduction in thickness, 41.7% on the buccal surfaces, 25.5% on the incisal edges and 22.5% on the occlusal surfaces. Regarding the stress relaxation test in all thicknesses, a drastic loss of strength was evidenced in the first hour. The plate with the greatest loss of strength was the thickness of 0.03 inches, which at 8 hours lost 44.5% of the initial strength.

**Conclusions:** All the plates reduced the thickness after the thermoforming process. The buccal surfaces presented a greater reduction compared to the occlusal surfaces and the incisal edges, which is statistically significant. Regarding the stress relaxation test, it is found that the thickness is significant in the stress relaxation process and at greater thicknesses the reduction of the force due to the relaxation process is less. Initial thickness and heating time have a statistically significant influence on thickness reduction and stress relaxation (CI: 95%).

**Keywords:** thickness, aligners, thermoforming, PET-G, stress relaxation.

## CONTENIDO

<b>1</b>	<b>PRESENTACIÓN .....</b>	<b>11</b>
<b>2</b>	<b>ANTECEDENTES .....</b>	<b>12</b>
2.1	PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS POLÍMEROS.....	12
2.2	CAMBIO EN EL ESPESOR DESPUÉS TERMOFOMADO .....	21
<b>3</b>	<b>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN.....</b>	<b>25</b>
<b>4</b>	<b>REFERENTE TEÓRICO.....</b>	<b>28</b>
4.1	ALINEADORES ORTODÓNTICOS .....	28
4.2	DESARROLLO HISTÓRICO DE LOS ALINEADORES DENTALES .....	30
4.3	POLÍMEROS UTILIZADOS PARA FABRICAR ALINEADORES .....	35
4.4	FABRICACIÓN DE LOS ALINEADORES.....	41
4.5	MOVIMIENTOS ORTODÓNTICOS CON ALINEADORES .....	46
<b>5</b>	<b>OBJETIVOS .....</b>	<b>50</b>
5.1	OBJETIVO GENERAL.....	50
5.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	50
<b>6</b>	<b>METODOLOGÍA.....</b>	<b>51</b>
6.1	MATERIALES.....	51
6.2	PROCEDIMIENTO .....	52
<b>7</b>	<b>RESULTADOS .....</b>	<b>67</b>
7.1	CAMBIO DEL ESPESOR.....	67
<b>8</b>	<b>DISCUSIÓN .....</b>	<b>87</b>
<b>9</b>	<b>CONCLUSIONES .....</b>	<b>90</b>
<b>10</b>	<b>RECOMENDACIONES .....</b>	<b>92</b>
<b>11</b>	<b>REFERENCIAS .....</b>	<b>93</b>
<b>12</b>	<b>LISTA DE ANEXOS.....</b>	<b>102</b>

## LISTA DE TABLAS

TABLA 1 MATERIALES Y ESPESOR DE LAS PRINCIPALES MARCAS DE ALINEADORES.....	36
TABLA 2 PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS ALINEADORES .....	40
TABLA 3 TIEMPOS DE CALENTAMIENTO Y ENFRIAMIENTO SUGERIDO PARA DRUFOMAT .....	45
TABLA 4 TIEMPOS DE CALENTAMIENTO PARA CADA ESPESOR .....	53
TABLA 5 ESPECIFICACIONES TÉCNICAS.....	55
TABLA 6 CAMBIO DE ESPESOR POSTERIOR A LA EXPOSICIÓN A LA TEMPERATURA.....	67
TABLA 7 CAMBIO DE ESPESOR POSTERIOR AL TERMOFORMADO PARA INCISIVOS.....	68
TABLA 8 CAMBIO DE ESPESOR POSTERIOR AL TERMOFORAMDO PARA PREMOLARES .....	70
TABLA 9 REDUCCIÓN DE LA FUERZA EN LA PRIMERA HORA Y A LA OCHO HORAS .....	71
TABLA 10 ANOVA PARA LA REDUCCIÓN PORCENTUAL DEL ESPESOR (95% IC).....	76
TABLA 11 ANOVA PARA LA REDUCCIÓN PORCENTUAL DEL ESPESOR (IC 95%) .....	77
TABLA 12 REDUCCIÓN DE LA FUERZA PARA CADA ESPESOR Y TIEMPOS DE CALENTAMIENTO	80
TABLA 13 ANOVA PARA LA ESTIMACIÓN DE LA FUERZA (IC 95%).....	81
TABLA 14 PROMEDIO DE LA REDUCCIÓN DE LA FUERZA .....	82
TABLA 15 ANOVA PARA LA ESTIMACIÓN DE LA FUERZA (IC 95%).....	83
TABLA 16 VALORES P RELAJACIÓN DE ESFUERZOS CADA ESPESOR .....	85
TABLA 17 ANOVA PARA LA ESTIMACIÓN DEL MODELO DE REGRESIÓN (IC 95%).....	86

## LISTA DE GRÁFICAS

GRÁFICA 1 CURVA DE RELAJACIÓN DE ESFUERZOS ESPESOR 0,02 PULGADAS.....	72
GRÁFICA 2 CURVA DE RELAJACIÓN DE ESFUERZOS ESPESOR 0,03 PULGADAS.....	72
GRÁFICA 3 CURVA DE RELAJACIÓN DE ESFUERZOS ESPESOR 0,035 PULGADAS.....	72
GRÁFICA 4 CURVA DE RELAJACIÓN DE ESFUERZOS ESPESOR 0,04 PULGADAS.....	73
GRÁFICA 5 CURVA DE RELAJACIÓN DE ESFUERZOS 0,06 PULGADAS. ....	73
GRÁFICA 6 CURVA DE RELAJACIÓN DE ESFUERZOS 0,08 PULGADAS. ....	73
GRÁFICA 7 CURVA DE RELAJACIÓN DE ESFUERZOS PARA DIFERENTES ESPESORES. ....	74
GRÁFICA 8 MEDIAS Y 95% DE TUKEY HSD ESPESOR INICIAL .....	76
GRÁFICA 9 MEDIAS Y 95% DE TUKEY HSD TIEMPO DE CALENTAMIENTO.....	77
GRÁFICA 10 MEDIAS Y 95% DE FISHER LSD REDUCCIÓN DEL ESPESOR INICIAL. ....	78
GRÁFICA 11 MEDIAS Y 95% DE FISHER LSD REDUCCIÓN DEL ESPESOR INICIAL. ....	78
GRÁFICA 12 MEDIAS Y 95% DE FISHER LSD PUNTO DE MEDICIÓN .....	79
GRÁFICA 13 GRÁFICO DE INTERACCIONES.....	80
GRÁFICA 14 MEDIAS Y 95% DE TUKEY .....	81
GRÁFICA 15 MEDIAS Y 95% DE TUKEY .....	83
GRÁFICA 16 MEDIAS Y 95% DE TUKEY .....	84
GRÁFICA 17 INTERACCIONES Y 95% DE TUKEY .....	84
GRÁFICA 18 GRÁFICO DEL MODELO AJUSTADO. ....	86

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 RECONSTRUCCIÓN TRIDIMENSIONAL CON MICROTOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA .	21
FIGURA 2 TERMOFORMADO-CONFIGURACIÓN.....	21
FIGURA 3 GROSOR DE LOS ALINEADORES ESCANEADOS POR MICRO-CT .....	22
FIGURA 4 ESQUEMA REPRESENTATIVO DEL “FLEX-O-TITE”.....	30
FIGURA 5 SETUP Y APARATO POSICIONADOR DE DIENTES CREADO POR KESLING .....	31
FIGURA 6 MÉTODO PARA REALIZAR LA TERMOFORMACIÓN. ....	32
FIGURA 7 TERMOFORMADORA DE PONITZ.....	33
FIGURA 8 RETENEDOR MULTICAPAS.....	37
FIGURA 9 ESTRUCTURA CRISTALINA DEL POLIETILENO .....	39
FIGURA 10 SCANEEO INTRAORAL .....	42
FIGURA 11 PLANEACIÓN DE TRATAMIENTO DIGITAL .....	42
FIGURA 12 TÉCNICA DE ESTEREOLITOGRAFÍA. ....	43
FIGURA 13 ALINEADOR TERMOFORMADO.....	44
FIGURA 14 DESAJUSTE DEL ALINEADOR Y EL DIENTE.....	47
FIGURA 15 ACCESORIOS: ELÁSTICOS INTERMAXILARES, BOTONES Y MINIMPLANTES. ....	48
FIGURA 16 ATTACHMENT FABRICADOS CON RESINA. ....	49
FIGURA 17 ACCESORIOS SOBRE ALINEADORES CREADOS CON PINZA. ....	49
FIGURA 18 DISEÑO DEL MODELO DE RESINA.....	52
FIGURA 19 TERMOFORMADORA DRUFORMAT DE DENSTPLY.....	53
FIGURA 20 ESQUEMA REPRESENTATIVO DEL PROCESO DE TERMOFORMADO. ....	55
FIGURA 21. BOTÓN DE ENCENDIDO DE DRUFOMAT. ....	56
FIGURA 22. PLACA PARA FABRICACIÓN DE ALINEADORES .....	56
FIGURA 23 COMO REALIZAR EL MONTAJE DE LA PLACA EN DRUFOMAT. ....	57



FIGURA 24 COLOCACIÓN DEL MODELO.....	57
FIGURA 25 CONFIGURACIÓN PREVIA A LA TERMOFORMACIÓN. ....	57
FIGURA 26 PROCESO DE TERMOFORMADO DRUFORMAT.....	58
FIGURA 27 PROCESO DE ENFRIAMIENTO. ....	58
FIGURA 28 RETIRO DE LA PLACA. ....	59
FIGURA 29 RECORTE DE LA PLACA .....	59
FIGURA 30 LÍNEAS DE RECORTE DE LA PLACA. ....	59
FIGURA 31 CORTES DE LA PLACA TIPO C. ....	60
FIGURA 32 ESQUEMA DE PUNTOS DE MEDICIÓN DE LA PLACA TIPO B .....	61
FIGURA 33 CALIBRADOR DIGITAL.....	61
FIGURA 34 PUNTOS DE MEDICIÓN DE LAS PLACAS TIPO C.....	62
FIGURA 35 MEDICIÓN DE LAS PLACAS TIPO C.....	62
FIGURA 36 SOPORTE PARA LA PROBETA .....	63
FIGURA 37 DISEÑO EXPERIMENTAL PARA LA RELAJACIÓN DE ESFUERZOS .....	64
FIGURA 38 PRUEBA DE RELAJACIÓN DE ESFUERZOS .....	64
FIGURA 39 PUNTOS DE MEDICIÓN PARA LOS INCISIVOS .....	68
FIGURA 40 PUNTOS DE MEDICIÓN PARA LOS PREMOLARES .....	70

## **LISTA DE ANEXOS**

ANEXO 1 FORMATO PARA REGISTRO DE MEDIDAS PLACAS TIPO B .....	102
ANEXO 2 FORMATO PARA REGISTRO DE MEDIDAS PLACAS TIPO C .....	103
ANEXO 3 FORMATO PARA PRUEBA RELAJACIÓN DE ESFUERZOS .....	104

## 1 PRESENTACIÓN

El Polietileno Tereftalato Glicol (PET-G) es un polímero viscoelástico, que al ser sometido a una deformación constante empieza a perder su valor de resistencia a la fluencia. Esta pérdida se evidencia de una manera drástica en tiempos relativamente bajos respecto a la vida útil del producto, y es conocida como relajación de esfuerzos. La relajación de esfuerzos del material implica a nivel clínico que la fuerza que entrega el alineador sobre un diente varía de manera decreciente en el tiempo. Por otra parte, cuando estos materiales son sometidos a la aplicación de una fuerza constante en el tiempo, sufren un proceso de deformación creciente conocida como fluencia lenta. La fluencia lenta y la relajación de esfuerzos constituyen mecanismos del comportamiento mecánico de los polímeros. La efectividad de las fuerzas ortodónticas afectadas por estos comportamientos mecánicos no está comprendida completamente a pesar de los múltiples estudios realizados en los últimos años; no obstante, se tiene certeza de la efectividad de los tratamientos de manera cuasi-empírica. El conocimiento formal de la afectación del comportamiento del material sobre las fuerzas ortodónticas resulta clave para optimizar los procesos de movimiento dental a partir del uso de polímeros. Uno de los factores que se ha previsto que influye notablemente en el comportamiento mecánico del polímero es el proceso de manufactura y en el caso de los alineadores, el termoformado.

El objetivo general del proyecto consistió en establecer el efecto de la termoformación sobre el espesor del material polimérico PET-G usado para alineadores plásticos. Dentro de los objetivos específicos se pretendió: Determinar el tiempo ideal de calentamiento para la manufactura de alineadores de acuerdo con el espesor, determinar el cambio de espesor de los alineadores antes y después del proceso de termoformado, establecer las curvas de relajación de esfuerzos del material en los diferentes espesores.

## 2 ANTECEDENTES

### 2.1 PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS POLÍMEROS

Los polímeros varían sus propiedades mecánicas dependiendo de su estructura molecular y cristalinidad. Por ejemplo, el PET-G, y los policarbonatos son plásticos amorfos, mientras que los polietilenos y los polipropilenos son plásticos cristalinos. El grado de cristalinidad de estos alineadores termoplásticos afecta sus propiedades mecánicas y por lo tanto la fuerza que puede ejercer el alineador. Debido a que los polímeros cristalinos son más compactos comparados con los amorfos, se dice que los cristalinos tienen mayor área para soportar una fuerza, además presentan un contacto más cercano y regular por lo cual hay menos fuerzas secundarias comparado con los amorfos. Las fuerzas primarias son más fuertes que las secundarias. Por lo tanto, la cristalinidad puede aumentar significativamente la resistencia y rigidez de un polímero y en igualdad de condiciones, cuanto mayor sea la proporción de fase cristalina a amorfa, el polímero será más fuerte, duro, rígido y menos deformable. Los polímeros cristalinos son opacos debido a que tienen áreas con mayor densidad, tienen un índice de refracción más alto que los amorfos, por lo cual los polímeros cristalinos son opacos, en cambio los amorfos son completamente translúcidos, y una simple inspección visual puede dar información sobre la cristalinidad de un polímero, aunque a menudo se usan aditivos que pueden cambiar las propiedades ópticas. (48)

Los alineadores sufren de cambios químicos y mecánicos una vez insertados en la cavidad bucal. Variables como la temperatura, la humedad, la presión, el calor y las enzimas salivales provocan reacciones químicas que alteran las propiedades mecánicas de los alineadores. (33) La evidencia actual demuestra que el termoformado tiene un papel más destacado que la exposición al medio oral (temperatura, saliva) en la disminución de las propiedades termomecánicas. (49)(50) La eficiencia de los alineadores en ortodoncia depende de las propiedades mecánicas del termoplástico empleado, por ello se hace crucial un exhaustivo análisis en este campo. (51)

Los polímeros varían sus propiedades mecánicas dependiendo de su estructura molecular y cristalinidad. Por ejemplo, el PET-G, y los policarbonatos son plásticos amorfos, mientras

que los polietilenos y los polipropilenos son plásticos cristalinos. El grado de cristalinidad de estos alineadores termoplásticos afecta sus propiedades mecánicas y por lo tanto la fuerza que puede ejercer el alineador. Debido a que los polímeros cristalinos son más compactos comparados con los amorfos, se dice que los cristalinos tienen mayor área para soportar una fuerza, además presentan un contacto más cercano y regular por lo cual hay menos fuerzas secundarias comparado con los amorfos. Las fuerzas primarias son más fuertes que las secundarias. Por lo tanto, la cristalinidad puede aumentar significativamente la resistencia y rigidez de un polímero y en igualdad de condiciones, cuanto mayor sea la proporción de fase cristalina a amorfa, el polímero será más fuerte, duro, rígido y menos deformable. Los polímeros cristalinos son opacos debido a que tienen áreas con mayor densidad, tienen un índice de refracción más alto que los amorfos, por lo cual los polímeros cristalinos son opacos, en cambio los amorfos son completamente translúcidos, y una simple inspección visual puede dar información sobre la cristalinidad de un polímero, aunque a menudo se usan aditivos que pueden cambiar las propiedades ópticas. (48)

Los alineadores sufren de cambios químicos y mecánicos una vez insertados en la cavidad bucal. Variables como la temperatura, la humedad, la presión, el calor y las enzimas salivales provocan reacciones químicas que alteran las propiedades mecánicas de los alineadores. (33) La evidencia actual demuestra que el termoformado tiene un papel más destacado que la exposición al medio oral (temperatura, saliva) en la disminución de las propiedades termomecánicas (49)(50). La eficiencia de los alineadores en ortodoncia depende de las propiedades mecánicas del termoplástico empleado, por ello se hace crucial un exhaustivo análisis en este campo. (51)

### **Módulo elástico**

El módulo de elasticidad es una medida de la rigidez de un material dado y se calcula como una relación entre la tensión elástica y la deformación elástica. (2) Un módulo de elasticidad más alto es una propiedad deseable para un alineador, ya que aumenta la capacidad de entrega de fuerza bajo tensión constante. Además, los aparatos hechos de materiales que tienen un

módulo de elasticidad más alto pueden proporcionar las mismas fuerzas que las dimensiones más delgadas, lo que facilita la aceptación por parte del paciente. (51)(31)

Existen dos tipos de deformación causadas por la aplicación de cargas externas sobre un material: la deformación elástica y la deformación plástica que son independientes del tiempo, en cambio otro tipo de deformación es la fluencia lenta que es dependiente del tiempo. Las deformaciones elásticas y plásticas aparecen instantáneamente con la aplicación de la fuerza. La deformación elástica se recupera inmediatamente después de retirar la carga externa aplicada, y para algunos polímeros la carga externa y la deformación elástica son generalmente proporcionales. La deformación plástica no se recupera al eliminar la carga y por lo tanto genera deformaciones permanentes en el material. (51)

Ihsen et al. informaron una reducción estadísticamente significativa del módulo elástico de alineadores fabricados con PET-G después de 24 h de inmersión en agua destilada y/o envejecimiento por termociclado. (52) Ryu, et al. demostraron que el módulo de flexión para las muestras de Duran, Essix A + y eCligner de 0,5 mm de espesor aumentó, mientras que el de las muestras de Duran y eCligner de 0,75 / 1,0 mm de espesor disminuyó. Además, el módulo elástico aumentó para las probetas Essix A + de 0,5 mm de espesor y disminuyó para las probetas Duran y Essix ACE de 0,75 mm de espesor y Essix ACE de 1,0 mm de espesor.(25)

Tamburrino, investigó acerca del comportamiento de tres polímeros termoplásticos comúnmente utilizados para fabricar alineadores transparentes, a saber, Duran®, Biolon® y Zendura®; con fines de evaluar el efecto del termoformado, y el almacenamiento en saliva artificial sobre el módulo de elasticidad y el límite elástico de las probetas. Cada material se caracterizó para cada condición mediante ensayos de tensión (ISO 527-1). Los resultados mostraron que el termoformado no conduce a una disminución significativa en el límite elástico, a excepción de Zendura® que mostró una disminución de alrededor del 30%. En cambio, se observó un aumento del módulo elástico de Duran® y de Zendura® después del termoformado. El mismo aumento se observó en el límite elástico de Duran®. Para el efecto del almacenamiento en saliva artificial, se verificó que el módulo elástico generalmente

disminuye en comparación con la condición del proveedor luego del termoformado. Una disminución del límite elástico es significativa para Zendura®. Los resultados demostraron que el impacto de las condiciones operativas sobre las propiedades mecánicas puede variar según el polímero específico. Para diseñar tratamientos de ortodoncia confiables y efectivos, los materiales deben seleccionarse después de caracterizar sus propiedades mecánicas en el entorno intraoral simulado. (53)

### **Fluencia lenta**

Los polímeros sufren de un fenómeno que no es adecuado para ejercer movimientos ortodónticos llamado fluencia lenta. (21) La fluencia lenta se define como la propensión de un material a sufrir gradualmente una deformación permanente bajo la influencia de una carga estática o un esfuerzo constante a temperatura constante.(2)Desde el punto de vista clínico la fluencia lenta puede hacer el que alineador quede holgado con el tiempo, esto conlleva a que no pueda ejercer la fuerza. (4)Es deseable que el material del alineador tenga una mayor resistencia a la fluencia, ya que permite una expresión ideal de la fuerza ortodóntica. (29) Tener un valor de fluencia más alto implica que bajo las fuerzas constantes de masticación, es más probable que el material se deforme y exhiba niveles de fuerza atenuados.

Un factor importante para determinar la velocidad de fluencia es la temperatura, a la cuál un polímero pasa de deformación elástica a plástica. Los polímeros termoplásticos por debajo de la temperatura de transición vítrea ( $T_g$ ) tienen una velocidad de fluencia baja, debido a la movilidad restringida de la cadena molecular. Por encima de la temperatura  $T_g$  existe una combinación de deformaciones elástica y plástica, que se conoce como comportamiento viscoelástico, donde las cadenas moleculares se deslizan unas sobre otras con mayor facilidad. El módulo de fluencia se obtiene a partir de la razón entre el esfuerzo inicial aplicado y la deformación por fluencia. En los plásticos que se refuerzan con fibra de vidrio, se incrementa el módulo de fluencia y se reducen la velocidad de fluencia. (22)Los mecanismos de fluencia en los polímeros alrededor y por encima de la temperatura  $T_g$ , pero

no muy cerca de la temperatura de fusión, involucran varios movimientos e interacciones relativamente complejas de las moléculas de cadena larga. Los efectos tales como el entrecruzamiento de las cadenas pueden causar un aumento de la resistencia a medida que avanza la deformación y también una tendencia a recuperar gran parte de la deformación por arrastre si se elimina la carga. (21)

### **Relajación de esfuerzo**

Una característica propia de los polímeros se debe a que el material termoplástico es de naturaleza viscoelástica, lo que significa que sufre del fenómeno conocido como relajación de esfuerzo. (1) La relajación de esfuerzos describe la tendencia del material a disminuir su generación de fuerza cuando se mantiene bajo una deformación constante en un tiempo determinado (2), lo cual hace que la predicción de fuerzas de ortodoncia y el movimiento de los dientes sea mucho más difícil. Se busca que la curva de relajación de esfuerzos sea lo más plana posible lo cual evidenciaría un comportamiento ideal para ejercer movimientos ortodónticos. (3) Sin embargo, se observa que los polímeros exhiben una curva que tiene como característica que dentro de las primeras 8 horas tiene un descenso drástico y luego disminuyen a una meseta a partir de entonces. Por ello se debe medir este fenómeno dentro de las primeras 24 y 48 horas. Este efecto provocará un problema de eficiencia clínica en los movimientos que se requieren obtener con alineadores. (4)

Como lo demuestra la literatura actual el termoformado resulta en una reducción significativa de las fuerzas en los polímeros. (49)(34)(54)(55) Elkholy determinó reducciones de fuerza de hasta un 75% después de provocar deformaciones en las placas. (54) Lombardo reporta que una carga mecánica combinada con la absorción de agua de los alineadores da como resultado una reducción de la fuerza de hasta un 50% después de 24 h debido a la relajación de esfuerzos. (4)

Tanto los polímeros PET-G como los PET tienen un comportamiento de deformación por tensión similar, aunque el PET-G exhibe una mayor recuperación elástica que los polímeros PET. (56) Además, la relajación de esfuerzos parece depender de la temperatura, ya que las temperaturas intraorales pueden acelerar este proceso en comparación con la temperatura



ambiente. (3)

Se encontraron resultados similares en un estudio in vivo de esfuerzos de von Mises experimentadas por alineadores, un parámetro utilizado para evaluar la cantidad de carga que se puede aplicar antes de la falla del material.(57) Los alineadores demostraron una tensión máxima de von Mises dentro de las primeras 24 horas de uso, seguida de una rápida disminución durante el segundo día y una meseta posterior durante las 2 semanas restantes de uso.(41) Este resultado resalta aún más la importancia de usar los alineadores al máximo dentro del primer período de 24 horas. (29)

Hussein et al. investigaron las propiedades mecánicas (dureza y módulo elástico) de tres materiales termoplásticos usados para la fabricación de alineadores. Los materiales termoplásticos usados fueron: Duran 1 mm, Leone 0,8 mm y Clear aligner de 0,5 mm. Analizaron diez muestras para cada uno de los tres materiales utilizando un aparato Shore para la prueba de dureza y una máquina de ensayo universal para la determinación del módulo de elasticidad. En conclusión, no hubo diferencia significativa en la dureza entre los tres materiales utilizados en el estudio. El material Duran de 1 mm y el alineador transparente de 0,5 mm no mostraron diferencias significativas en cuanto al módulo de elasticidad, y ambos resultaron ser significativamente más altos que los resultados obtenidos para el Leone de 0,8 mm. (58)

Joeonget al., realizaron una revisión sistemática multiescala acerca del efecto de la termoformación sobre las propiedades físicas y mecánicas de los materiales termoplásticos usados en la fabricación de alineadores ortodónticos. Se analizaron la transparencia, absorción de agua, solubilidad y dureza de la superficie. Las resistencias a flexión y a tensión se midieron antes y después del termoformado. Todas las placas se termoformaron a 220°. La muestra se componía de 4 marcas de alineadores en diferentes espesores: Duran (PET-G), Essix A+ (Copolyester), eCligner (PET-G) y Essix ACE (Copolyester). Después del termoformado, la transparencia de Duran y Essix A + disminuyó; la solubilidad en agua de Duran, Essix A + y Essix ACE; y la dureza superficial de Duran y Essix A + aumentó. El módulo de flexión para las muestras de Duran, Essix A + y eCligner de 0,5 mm de espesor

aumentó, mientras que para las muestras de Duran y eClginer de 0,75 / 1,0 mm de espesor disminuyó. Además, el módulo de elasticidad aumentó para las muestras de Essix A + de 0.5 mm de espesor y disminuyó para las muestras de Duran y Essix ACE de 0.75 mm de espesor y las muestras de ACE Essix de 1.0 mm de espesor. (25)

Condo et al., analizaron las propiedades estructurales de dos alineadores de ortodoncia: Exceed30 (EX30) and Smart Track (LD30) antes y después de su uso (14±3 días, 22 h al día). A partir de cada alineador se tomó una muestra de 5 mm x 5 mm. Todas las muestras se sometieron a espectroscopia infrarroja de transformada de Fourier, espectroscopía micro-Raman, difracción de rayos X, prueba de resistencia a la tracción y la indentación. LD30 resultó más homogéneo, con una fracción cristalina más baja que EX30 y mostró un mayor comportamiento elástico y una menor tendencia a deformarse después del uso que EX30. El LD30, también demostró una mejor adaptabilidad al arco dental y una mayor consistencia en la aplicación de fuerzas ortodónticas que la producida con EX30. Sin embargo, ambos materiales mostraron modificaciones estructurales que resultaron en una mayor dureza de la muestra e hipoplasticidad. (24)

Lombardo et al., investigaron las propiedades de relajación de esfuerzos de cuatro materiales usados para la fabricación de alineadores. Los materiales usados fueron: Poliuretano (F22 Aligner) y Polietileno Tereftalato Glicol Modificado (Duran) de una capa y dos materiales de doble capa (Erkoloc-Pro y Durasoft). Los resultados analizados determinaron que todos los polímeros liberaron una cantidad significativa de estrés durante el período de 24 horas y la relajación de esfuerzos fue mayor durante las primeras 8 horas. Los materiales de una sola capa, F22 Aligner (poliuretano) y Duran (polietileno tereftalato glicol modificado), exhibieron los mayores valores tanto para el estrés absoluto como para la velocidad de relajación de esfuerzos. En conclusión, la relajación de esfuerzos puede superar el 50% del valor del estrés inicial en las primeras horas de uso y causar cambios significativos en el comportamiento de los polímeros a las 24 horas de la aplicación de fuerzas de ortodoncia que pueden afectar el movimiento ortodóntico. (4)

Yanet al., evaluaron las propiedades mecánicas de los termoplásticos de polietileno

tereftalato glicol modificado (PET-G) / PC 2858 (policarbonato) después de ser mezclados. Los resultados analizados determinaron que con el aumento del contenido de PC 2858, la resistencia a la tracción y al impacto de la mezcla aumentó, pero la relajación de esfuerzos disminuyó. Cuando la proporción de mezcla fue de 70/30, el PET-G / PC 2858 exhibió propiedades mecánicas óptimas, con una resistencia a la tracción de  $63,42 \pm 1,67$  MPa, y una tasa de relajación de esfuerzos de  $0,0080 \pm 0,0005$  N / s, que excedió las de los materiales Erkodur y Biolon. En conclusión, al mezclar PET-G y PC 2858 en la relación de peso 70/30, se obtuvo un nuevo material termoplástico que superó los productos comerciales en cuanto a las propiedades mecánicas estudiadas se refiere. (59)

Alexandropoulos et al. caracterizaron las propiedades químicas y mecánicas de cuatro materiales termoplásticos contemporáneos, con los cuales fabricaron ocho alineadores a partir de cada uno. Los materiales utilizados fueron: Alineador (Scheu-Dental), ACE, A + (Dentsply) e Invisalign (Align technology). En conclusión, Invisalign mostró valores más altos de dureza, módulo de elasticidad, fragilidad y menor resistencia a la fluencia en comparación con los alineadores fabricados con Polietileno tereftalato glicol modificado, sin embargo, su efecto clínico debe investigarse más a fondo. (31)

Kogda et al., midieron la fuerza entregada por los aparatos termoplásticos fabricados en tres materiales para investigar los efectos de las propiedades mecánicas, el espesor del material y la cantidad de activación en las fuerzas ortodóncicas. La muestra consistió en: Duran (Scheu Dental), Erkodur (Erkodent Erich Kopp GmbH) y Hardcast (Scheu Dental), con dos espesores diferentes. Los valores del módulo elástico y la dureza se obtuvieron de las mediciones de nanoindentación a 28°C. Hardcast tuvo un módulo elástico y una dureza significativamente más bajos que Duran y Erkodur, cuyas propiedades no fueron significativamente diferentes. Los aparatos fabricados con material más grueso (0,75mm o 0,8mm) siempre produjeron una fuerza significativamente mayor que los fabricados con material más delgado (0,4 mm o 0,5 mm). Los aparatos con activación de 1,0 mm produjeron una fuerza significativamente menor que aquellos con la activación de 0,5 mm, a excepción de los aparatos Hardcast de 0,4 mm de espesor. Se encontró una fuerte correlación entre las propiedades mecánicas de los materiales termoplásticos y la fuerza producida por los

aparatos. Por lo tanto, concluyeron que las fuerzas de ortodoncia suministradas por los aparatos termoplásticos dependen del material, el grosor y la cantidad de activación. Las propiedades mecánicas de los polímeros obtenidos mediante pruebas de nanoindentación predicen la entrega de fuerza por parte de estos aparatos. (44)

Lijimaet al.; investigaron los efectos de los cambios de temperatura y la carga de tensión en las propiedades mecánicas y de memoria de forma de los materiales termoplásticos con diferentes comportamientos de transición vítrea y estructuras cristalinas. Se seleccionaron tres materiales termoplásticos, polietileno tereftalato de glicol (Duran®, Scheu Dental), polipropileno (Hardcast®, Scheu Dental) y poliuretano (SMP MM®, SMP Technologies) con tres diferentes temperaturas de transición vítrea ( $T_g$ ). La temperatura  $T_g$  y la estructura cristalina se evaluaron mediante calorimetría de barrido diferencial y difracción de Rayos X. El deterioro de las propiedades mecánicas y las fuerzas de ortodoncia durante los cambios de temperatura se investigaron mediante pruebas de nanoindentación y un sistema de medición de fuerza a medida. Las propiedades mecánicas también se evaluaron mediante pruebas de flexión de tres puntos. Luego se investigó la recuperación de la forma con calentamiento. Los resultados demostraron que las propiedades mecánicas para cada material disminuyeron significativamente a los 2 500 ciclos de  $T_g$ . Duran, PU 2 y PU 3 con  $T_g$  intermedia ( $75,3^\circ\text{C}$  para Duran,  $56,5^\circ\text{C}$  para PU 2 y  $80,7^\circ\text{C}$  para PU 3) mostraron propiedades mecánicas relativamente estables con ciclos térmicos. Los polímeros de poliuretano mostraron un efecto de memoria de forma perfecto dentro del rango de cambios de temperatura intraorales. En conclusión, la fuerza de ortodoncia producida por los aparatos termoplásticos disminuyó con el cambio gradual de temperatura para todos los materiales.

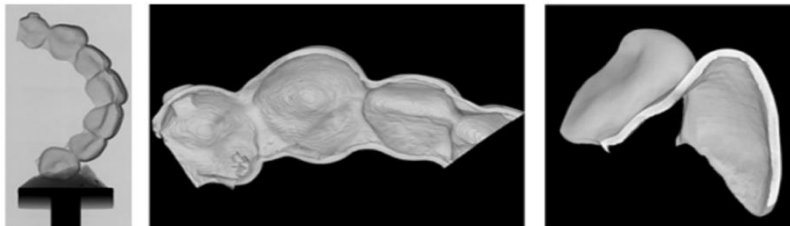
El poliuretano es un material termoplástico interesante debido a su fenómeno único de memoria de forma, pero se espera una relajación de esfuerzos con los cambios de temperatura.(60)(25)(6) Además, la variación del grosor es extremadamente heterogéneo, se ve alterado en diferentes magnitudes en un mismo alineador de acuerdo con la morfología de cada diente. (49) Debido a que el grosor del alineador afecta significativamente la liberación de fuerza y la posterior generación de momentos, se ha sugerido que las propiedades físicas de los materiales plásticos utilizados para la fabricación de alineadores deben evaluarse

después del termoformado para caracterizar su aplicación clínica. (61)

## 2.2 CAMBIO EN EL ESPESOR DESPUÉS TERMOFOMADO

Mantovani, en este estudio se evalúa cómo se altera el espesor después del termoformado. Demostró que el espesor del material SmartTrack después del proceso de termoformado tiene cambios de espesor de diferentes magnitudes en diferentes zonas en un mismo alineador, se observaron diferencias estadísticamente significativas para los molares. Los resultados de este estudio mostraron que el grosor real de los alineadores después del termoformado varió de 0,582 mm a 0,639 mm en los incisivos, de 0,569 mm a 0,644 mm en los caninos y de 0,566 mm a 0,634 mm en los molares. (Figura 1) (61)

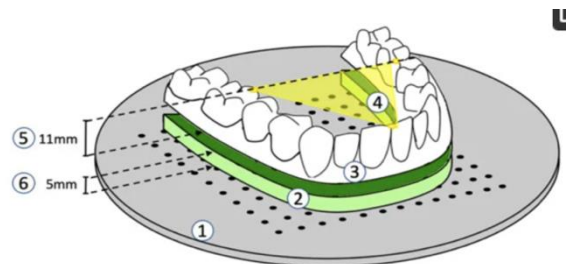
*Figura 1 Reconstrucción tridimensional con microtomografía computarizada*



*Fuente: (Mantovani, 2021)*

Ihsen tuvo como objetivo investigar si la altura de la base de los modelos dentales impresos en 3D tiene un impacto en los valores de espesor local de los alineadores de polietileno tereftalato de glicol (PET-G). Se termoformaron un total de 20 alineadores en modelos dentales maxilares que presentaban una altura de base de 5 mm (H) y baja (N), es decir, 0 mm (Figura 2).

*Figura 2 Termoformado-Configuración*

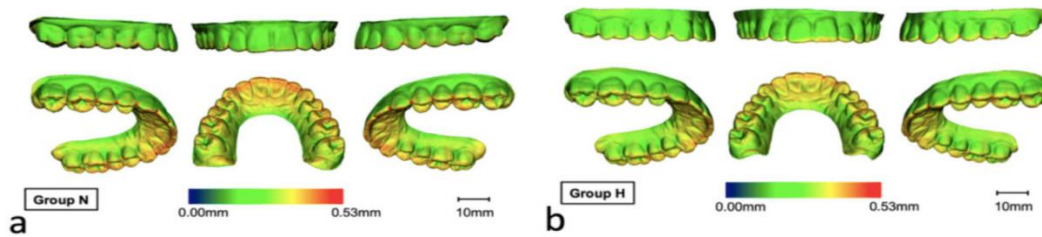


(1: bandeja modelo; 2: espaciador; 3: modelo de arco dental acrílico; 4: plano oclusal paralelo a la bandeja modelo; 5: altura del modelo = 11 mm; 6: altura del espaciador = 5 mm). Fuente: (Benjamin Alexander Ihssen, 2021)

Los alineadores se digitalizaron utilizando micro-CT, segmentados y los valores de espesor local se calcularon utilizando una transformación de distancia 3D. Se evaluaron los valores de espesor medio y las desviaciones estándar para ambos grupos, y también se registraron los valores de espesor local en puntos de referencia predefinidos. Los alineadores del grupo H fueron significativamente más delgados y homogéneos en comparación con el grupo N ( $p < 0,001$ ). Se observaron diferencias significativas en los valores de espesor entre los tipos de dientes entre ambos grupos. Mientras que los valores de grosor fueron comparables en las puntas de las cúspides y en las ubicaciones de medición oclusal/incisal/cervical, las superficies vestibular y palatina fueron significativamente más gruesas en el grupo N en comparación con el grupo H ( $p < 0,01$ ). Dentro de los límites del estudio, la altura de la base de los modelos impresos en 3D impacta en los valores de espesor local de los alineadores termoformados. El profesional debe considerar la posible implicación de las fuerzas ejercidas en los diferentes tipos de dientes y en las superficies vestibular y palatina.(5)

Después del proceso de termoformación se identificaron los valores más altos en los bordes incisales y las puntas de las cúspides, seguidos de las superficies palatinas, y los valores más bajos se observaron en las caras vestibulares, palatinas/linguales. La comparación entre los grupos N y H no alcanzó significación estadística en la mayoría de los lugares de medición. En las superficies palatinas y vestibulares, sin embargo, los alineadores del grupo N fueron significativamente más gruesos en comparación con el grupo H. (Figura 3) (5)

**Figura 3 Grosor de los alineadores escaneados por micro-CT**



Modelos dentales (a) bajos (N) o (b) altos (H) (azul: 0,00 mm, rojo: 0,53 mm). Los valores de grosor fueron más altos en el grupo N en comparación con el grupo H, especialmente en el área palatina anterior, oclusal y en los bordes incisales. Fuente: (Benjamin Alexander Ihssen, 2021)

El espesor y el proceso de termoformado influyen en la magnitud de la fuerza entregada por un alineador. (62) Según la literatura, una reducción del 10% del espesor del material del alineador podría, en teoría, reducir las fuerzas ejercidas hasta un 30%. En el presente estudio, las superficies faciales mostraron los valores de espesor más pequeños (grupo de espesor medio estimado H / N: 0,243 mm/0,268 mm), mientras que la superficie palatina (0,332 mm/0,347 mm), y las incisales (0,427 mm/0,434 mm) mostraron los valores más altos. Por lo tanto, los valores de espesor resultaron de 38% a 43% más altos en incisal y de 20% a 25% más altos en paladar en comparación con las superficies vestibulares. Las diferencias entre los grupos ascendieron al 9% en la cara vestibular y al 4% en la cara palatina. Por lo tanto, estas diferencias parecen estar en un rango clínicamente relevante, lo que puede tener un impacto potencial en la predictibilidad del tratamiento. (5) Así, el espesor del alineador no es el único factor que influye en las fuerzas y momentos resultantes, además, se debe considerar la deformación del material cuando se colocan alineadores en los dientes y el cambio en el material debido a la exposición a la saliva.

Bucci et al. verificaron que el proceso de termoformado reduce el grosor de los alineadores, en comparación con la dimensión original de la placa termoplástica. Sin embargo, en términos de espesor de la superficie oclusal, es un proceso reproducible tanto para configuraciones de alineadores pasivos como activos. Por lo tanto, el proceso de termoformado no se ve afectado por la modificación de la forma de los alineadores. En este estudio se investigó con alineadores plásticos de 18 pacientes consecutivos (13 mujeres, 5 hombres, edad media  $28,8 \pm 9,6$  años). Antes de la exposición intraoral (T0), se midió el grosor de la placa no utilizada en diferentes puntos oclusales en un modelo 3D con un

software dedicado (Geomagic Qualify 2013; 3D Systems, Rock Hill, SC, EE. UU.). Se estudiaron dos configuraciones del alineador: alineador maxilar pasivo (P: sin movimiento dentario; sin forma para accesorios) y alineador maxilar activo (A: movimiento de dientes; forma para accesorios y divot). Los alineadores usados se devolvieron después de 10 días (T1) y se repitieron las medidas de espesor. Se aplicó una prueba t de Student para datos emparejados (T1 frente a T0) para comparar el grosor de los dispositivos usados y no usados (el nivel de significancia después de la corrección de Bonferroni para la comparación múltiple se estableció en  $p < 0,0014$ ). Además, para estudiar la reproducibilidad del proceso de termoformado, los alineadores P y A se termoformaron dos veces, y los espesores de los dos termoformados no utilizados se compararon mediante la prueba t de Student para datos emparejados (se estableció el nivel de significancia después de la corrección de Bonferroni para comparación múltiple en  $p < 0,0014$ ) y el error de Dahlberg. El proceso de termoformado mostró una buena reproducibilidad para ambas configuraciones de alineadores, con un error máximo de Dahlberg de 0,13 mm. Después del uso intraoral, el grosor de P mostró algunos cambios de grosor estadísticamente significativos, pero no clínicamente relevantes, en comparación con los alineadores no utilizados, mientras que A no mostró cambios significativos. (60)



### 3 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN

¿Cuál es la influencia del proceso de termoformado en el espesor de alineadores plásticos fabricados con PET-G?

El estudio de las propiedades mecánicas en los alineadores se hace indispensable para mejorar la predictibilidad en los tratamientos ortodónticos, la evidencia científica actualmente publicada es insuficiente, para permitir la comprensión de causalidad de relación entre el material usado, la técnica propuesta y la aplicación de fuerzas ortodónticas. Por ello el presente estudio analizó el comportamiento del PET-G, comúnmente utilizado para la fabricación de alineadores, cuando se somete a una deformación constante establecida permitiendo verificar el fenómeno de relajación de esfuerzos del material.

Los alineadores termoplásticos son materiales viscoelásticos; en consecuencia, las fuerzas generadas por sus movimientos programados disminuirán en función del tiempo. (1) La relajación de esfuerzos describe la tendencia del material a disminuir la fuerza cuando se mantiene bajo una tensión constante. (2) Sin duda, este efecto tiene un impacto negativo en el rendimiento del alineador dada la disminución de magnitud de la fuerza ortodóntica sobre la pieza dental a ser reposicionada y podría agravarse cuando se utiliza de forma secuencial, provocando una disminución de la eficiencia para ejercer movimientos dentales. El alineador ideal debe exhibir una curva de relajación de esfuerzos que sea bastante plana, lo que representa su capacidad para ejercer fuerzas constantes y continuas a lo largo del tiempo. (3) Desafortunadamente, las curvas de relajación de esfuerzos para los materiales actuales generalmente siguen un patrón de disminución rápida dentro de las primeras 8 horas de aplicación, y luego disminuyen a una meseta. (4) Este hecho, resalta la importancia de medir las fuerzas ejercidas por los alineadores no solo durante las primeras horas, sino en un proceso secuencial hasta verificar que la carga aplicada sea cuasi-constante. Además, la relajación del esfuerzo depende de la temperatura y las condiciones de humedad del medio, ya que las temperaturas intraorales pueden acelerar este proceso en comparación con la temperatura ambiente. (2) La relajación de esfuerzos indica que el material polimérico inicia entregando una fuerza específica pero esta se reduce en el tiempo con una fuerza aplicada,

dichas reducciones son de hasta un 50% del valor del esfuerzo inicial en las primeras horas de uso, lo cual causa cambios significativos en la resistencia de los polímeros luego de 24 horas de la aplicación continua de las fuerzas, afectando el movimiento ortodóntico proyectado. (4)

Dado que el espesor del alineador afecta significativamente la liberación de fuerza y la posterior generación de movimientos, se ha sugerido que las propiedades físicas de los materiales plásticos utilizados para la fabricación de alineadores deben evaluarse después del termoformado para caracterizar su aplicación clínica.(5)Ratzmann et al, realizaron un estudio in vitro que tuvo como objetivo investigar el alcance y la localización de los cambios en el espesor del material en el proceso de termoformado, revelando una reducción del 50% del espesor del alineador en las regiones buco-gingivales.(6)De acuerdo con Ihssen, una reducción del 10% del espesor del material del alineador podría, en teoría, reducir las fuerzas ejercidas hasta un 30%.A diferencia de las investigaciones realizadas anteriormente el presente estudio incluye un análisis de 5 espesores diferentes (0,02 mm, 0,03 mm, 0,035 mm, 0,04 mm, 0,08 mm). (5)

Para aumentar la eficacia clínica de los alineadores plásticos, se han desarrollado aditamentos biomecánicos complementarios (attachments) que son estructuras en resina adheridas sobre las superficies vestibulares de las coronas. Estos elementos reducen el deslizamiento entre plástico y dientes, además de generar vectores de fuerza que optimizan la acción mecánica de los alineadores. (7)Por esta razón se hace importante determinar el cambio del espesor en la zona donde se confeccionan dichos accesorios para así poder evaluar el efecto de estos cambios sobre el desempeño mecánico del alineador y su consecuente eficacia clínica. El presente estudio analizó el cambio en el espesor posterior al termoformado en la zona del attachment, debido a que no existe en la literatura actual un estudio que determine dicho cambio.

Adicionalmente la técnica de termoformado en todos los niveles no exhibe una relación formal entre tiempo de termoformado, temperatura de termoformado y dimensiones geométricas finales. Este proceso se hace formalmente de manera empírica con base en la experiencia del operario y la fabricación de alineadores no es ajena a este proceso. Por tanto

se pretende con este estudio dar lineamientos base sobre el tiempo estimado de termoformado para la fabricación del alineador dependiendo del espesor y la reducción de fuerza determinada por relajación.

## 4 REFERENTE TEÓRICO

### 4.1 ALINEADORES ORTODÓNTICOS

La ortodoncia con alineadores es una alternativa que va creciendo enormemente debido a la alta demanda de los pacientes por conseguir una ortodoncia estética. Los alineadores actuales combinan los principios promovidos por Remensnyder (1926), Kesling (1945), Nahoum (1964) y otros(8)(9)(10) y los integran con la tecnología CAD/ CAM (“Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing”). Los alineadores se definen como polímeros de resina transparente que son elaborados a la medida del paciente. Su proceso se caracteriza por ser secuencial e involucrar un diseño y manufactura asistida por tecnología 3D (CAD/CAM). Su aplicación terapéutica se enfoca en el manejo de un sistema especializado para virtualizar los movimientos dentales por medio de algoritmos matemáticos, a partir de las características anatómicas que se obtienen de una tomografía axial computarizada (TAC) o del escaneo digital de impresiones de polivinil-siloxano. Posteriormente se realiza una impresión de modelos estereolitográficos, en donde se logran movimientos dentales individualizados y progresivos en los tres planos del espacio. (11)

Los alineadores fueron introducidos como una alternativa a la aparatología fija, por la creciente demanda de mayor comodidad y estética comparada con la ortodoncia convencional. Desde su introducción, los sistemas de alineación han evolucionado en un intento por lograr una mejor alineación y oclusión dental. Los alineadores están compuestos de diferentes materiales termoplásticos delgados, transparentes y removibles, éstos convencionalmente se usan de forma secuencial, por un mínimo de 20 horas con controles cada dos semanas. (12)

De acuerdo con(13)(14)el uso de los alineadores poliméricos proveen las siguientes ventajas:

- Estética: Un diseño claro, transparente y discreto.
- Comodidad: libre de soportes o alambres y cortes resultantes, ulceraciones.
- Mejora de la higiene bucal y la salud periodontal.

- Previsualización del tratamiento de forma digital, permite al paciente tener una expectativa mas clara de el tratmaiento que se le va a realizar y el resultado final del mismo.
- La naturaleza removible permite un cepillado y uso del hilo dental adecuados.
- Sin restricciones alimentarias: los pacientes pueden comer o beber libremente cualquier cosa durante la terapia con alineador transparente.
- Tiempo de tratamiento predecible: la planificación digital garantiza estimación precisa del tiempo de tratamiento.
- Disminución de las visitas al consultorio dental: los propios pacientes cambian sus alineadores posteriores, requiriendo menos visitas al consultorio.
- Emergencias mínimas: citas de emergencia significativamente reducidas con alineadores en comparación con ortodoncia fija tratamiento.
- Posible incluir dientes con anomalías estructurales y superficies difíciles de lograr adhesión de aparatología fija.
- Mayor precisión debido a que cada dispositivo esta diseñado con equipos CAD/CAM de última tecnología.

Mientras que de acuerdo con (13)el uso de los alineadores poliméricos también genera las siguientes desventajas:

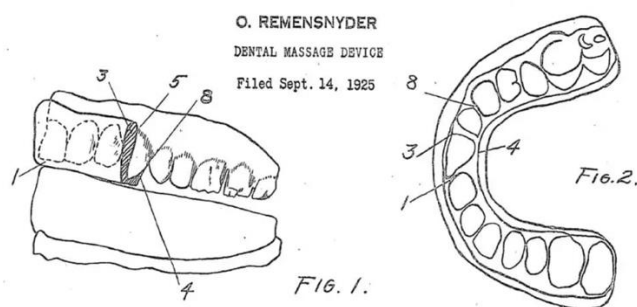
- Dependencia del cumplimiento del paciente: un tiempo de uso de 22 h/día es obligatorio para que la terapia sea efectiva.
- Alcance limitado de los movimientos de los dientes solo con alineadores: para movimientos complejos, se requieren auxiliares como complemento de los alineadores.
- Mayor costo.
- Balbuceo inicial del habla: subsiguientemente desaparece después de 2-3 días de uso.
- Roturas: mientras se usa o se quita si el paciente aplica fuerzas excesivas.

- Posibilidades de perder los alineadores: la naturaleza de los alineadores permite ser propensos a extraviarse.
- Inconveniente: quitarse los alineadores cada vez que se come o se bebe puede constituir una incomodidad para el usuario.
- Defectos de fabricación: resultantes en alineadores mal ajustados.
- Los alineadores son menos eficientes en cuando a los movimientos de extrusión, rotaciones especialmente en dientes redondeados; los alineadores requieren el uso de elementos auxiliares (aditamentos, elásticos inter-arco, geometrías de alineadores alterados) para mejorar la predictibilidad del movimiento de ortodoncia. (7)

## 4.2 DESARROLLO HISTÓRICO DE LOS ALINEADORES DENTALES

En 1925, Orrin Remensnyder desarrolló el dispositivo de masaje dental, con el propósito de ejercitar y estimular la encía, como en el tratamiento de la periodontitis. Era un dispositivo hecho de goma blanda, que cubría las coronas clínicas, la encía marginal y se comercializaba como el aparato de masaje de encías “Flex-O-Tite”(Figura 4). En los años siguientes, informó observaciones de movimientos dentales menores que ocurrieron con el uso de este aparato. (15)

*Figura 4 Esquema representativo del “Flex-O-Tite”.*



Fuente: (Remensnyder, 1926)

En 1945, Kesling introdujo por primera vez el uso de un aparato removible y flexible para el uso en ortodoncia, que realizaba movimientos leves en los dientes. El “aparato de posicionamiento de dientes” así llamado, en un inicio fue hecho de goma y era un aparato

flexible de una pieza que cubría las superficies de los dientes superiores e inferiores, permitiendo de esta forma el movimiento activo de los dientes y también su uso como retenedor (Figura 5). Sin embargo, al igual que con todos los aparatos nuevos, el posicionador de dientes también tenía sus inconvenientes. Esto incluye la confianza en la conformidad del paciente, mal sabor del material de goma, una sobremordida más profunda, falta de interdigitación adecuada y asentamiento deficiente de la oclusión. TP Orthodontics, Inc., una empresa de suministros de ortodoncia fundada por Kesling, todavía ofrece una versión moderna del dispositivo de posicionador de dientes. Este se caracterizaba por ser una pieza de caucho de vulcanita flexible fabricada en el laboratorio a partir de un encerado en una oclusión clase I, sin embargo, el control de los dientes era complejo y solo permitía la inclinación de las coronas. (16)(17)

*Figura 5 Setup y aparato posicionador de dientes creado por Kesling*

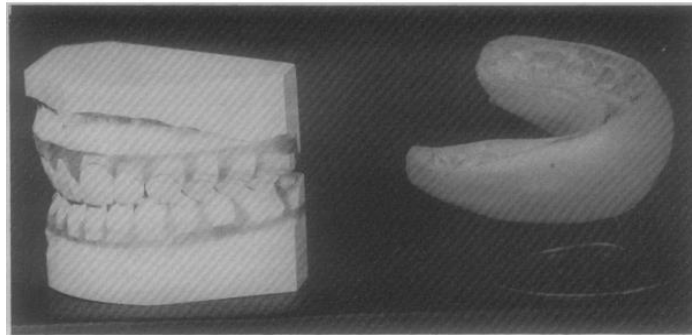


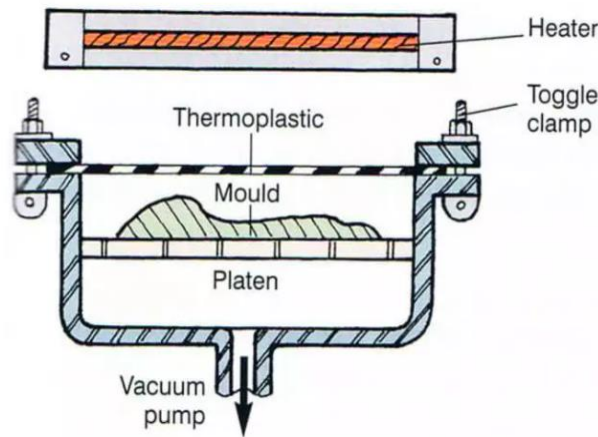
Fig. 3.—Setup and positioner. Left, setup model. Right, Tooth Positioning Appliance.

*Fuente: (Kesling, 1945)*

En 1959 Isaac Nahoum, fabricó el primer aparato termoplástico transparente documentado utilizando un formador de vacío de grado industrial. Se conocía como el aparato de contorno dental ya que fue diseñado originalmente para mantener o cambiar los contornos. El proceso podría acomodar varios materiales, incluidos acetatos, vinilo, estireno, polietileno y butirato, con láminas translúcidas, transparentes o de colores. Para su fabricación, se forma un molde alterado utilizando una sierra de joyero para seccionar los dientes y la cera de la placa base se utiliza para mantenerlos en su nueva posición. A partir de aquí, el aparato de contorno se forma sobre el modelo. La elasticidad del material del aparato ejercerá presión hasta que los dientes hayan alcanzado sus posiciones predeterminadas.

Nahoum postuló que este aparato podría usarse en ortodoncia tanto como retenedor como para lograr movimientos dentales de ortodoncia menores, como rotaciones menores y cierre de espacios. Se basó en la idea de Kesling de utilizar una serie de aparatos de forma incremental para lograr progresivamente el movimiento dental deseado. Este concepto se desarrolló al darse cuenta de que algunos movimientos de los dientes eran demasiado grandes para corregirlos en un solo paso. Hizo ajustes progresivos a los dientes en el modelo alterado moviéndolos gradualmente a través de la cera y fabricó un nuevo retenedor formado al vacío para cada paso. Este método se recomendó para su uso predominantemente en la dentición anterior (Figura 6)(18)

*Figura 6 Método para realizar la termoformación.*



*Fuente: (Nahoum, 1964)*

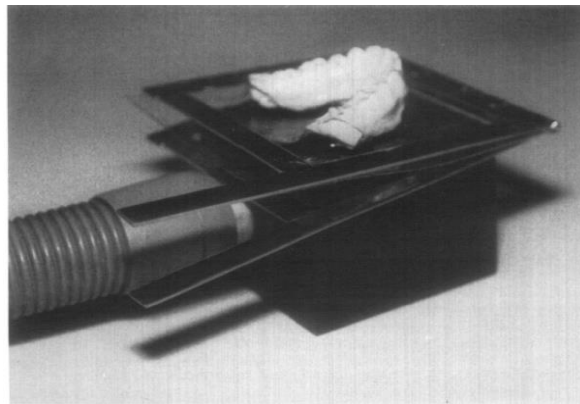
En 1971, Robert John Ponitz propuso un aparato de plástico transparente formado al vacío que se podía utilizar para el acabado y la retención de estuches de ortodoncia. Se propuso que el material para estos aparatos estuviera hecho de acetato butirato de celulosa, poliuretano, polímero de polivinilacetato-polietileno, policarbonato-cícolaco y látex. El procedimiento de fabricación implicó precalentar un material plástico transparente en un horno y usar una unidad de vacío para formar el material a la forma del arco dental a partir de un yeso.

Ponitz propuso que los dientes se pueden mover y reposicionar en el yeso usando cera antes de la formación del retenedor, permitiendo así que los dientes del paciente se muevan a



nuevas posiciones por medio del aparato. Además, se pueden formar planos de mordida acrílicos encima o debajo del aparato y asegurarlos con líquido acrílico autopolimerizable. En los casos de regiones edéntulas, los dientes protésicos también se pueden unir al retenedor mediante el mismo método. Ponitz creó una forma de fabricación de los retenedores por medio de una fuente de calor la cual calentaba el plástico y este toma la forma del modelo (Figura 7) Estos aparatos, en ese momento, también se utilizaron como soportes para vendajes periodontales, férulas quirúrgicas, dentaduras parciales temporales, así como férulas para traumatismos oclusales y bruxismo. (9)

*Figura 7 Termoformadora de Ponitz.*



*Fuente: (Ponitz, 1971)*

En 1985, James A. Mcnamara, Karen L. Kramer y James P. Juenker publicaron un artículo en el cual aseguran que el retenedor invisible de Ponitz se puede utilizar al final del tratamiento de ortodoncia o como retenedor de transición entre determinadas etapas del tratamiento. Resaltan que es un retenedor invisible simple de construir, fácil de fabricar y económico. Además, cuando el retenedor invisible se utiliza para finalización, se pueden realizar cambios menores en la posición de los dientes en el modelo de trabajo, permitiendo movimientos dentales menores.(8)

En 1993, John J. Sheridan introdujo el retenedor Essix, diseñado para funcionar tanto como retenedor como para movimientos dentales. Se fabricó usando una placa de 0,030” de copoliéster, fabricado con presión de aire positiva para el proceso de termoformado. En contraste con la idea de Nahoum de utilizar aparatos en serie para movimientos sucesivos, el

principio fundamental del sistema Essix se basa en el uso de un solo aparato para los ajustes en curso para lograr los objetivos del tratamiento. La técnica de Sheridan unia el uso de alineadores con stripping para lograr el movimiento dental, sin embargo, se debía realizar en cada cita de control una toma de modelos y realizar un nuevo encerado para lograr el objetivo planteado, por lo cual el proceso exigía de una gran cantidadde tiempo clínico y de laboratorio.(10)(19)

En 1998, dos estudiantes graduados en la Universidad de Stanford en 1997, Kelsey Wirth y Zia Chishti, crearon Invisaling como técnica usada en ortodoncia. A los dos se les colocaron retenedores Essix para corregir recidivas ortodóncicas mínimas y se sorprendieron haciéndose la misma pregunta: «¿Por qué no me puse esto en lugar de los brackets?» Sus respectivos ortodoncistas les dijeron que se los pusieron para corregir problemas muy pequeños y descartaban la posibilidad de corregir maloclusiones complejas con los alineadores. Sin formación ortodóncica alguna, formaron una compañía (Align Technology, Inc.) con la intención de utilizar el CAD/CAM para producir alineadores en masa que fueran capaces de tratar un margen amplio de maloclusiones. La técnica de alineadores ortodóncicos removibles se ha convertido en una alternativa terapéutica contemporánea que los ortodoncistas pueden ofrecer a sus pacientes desde que Align Technology, Inc. desarrolló los procesos combinados de tecnología computarizada y fabricación personalizada. (20)

Una solución para el desplazamiento de los alineadores consiste en el diseño y colocación adecuados de los attachment. Los attachment se utilizan para la retención, así como para mejorar o facilitar movimientos dentales específicos. La clave está en proporcionar un estructura para que el alineador se agarre que sea proporcional a la dirección del desplazamiento y de un tamaño suficiente para proporcionar suficiente área de superficie que contrarreste la fuerza desarrollada. Otra sencilla regla práctica es colocar el attachment lo suficientemente lejos del margen gingival para que el alineador no se extienda o estire y se salga del mismo. Se trata de un concepto importante porque, a lo largo del tiempo, los attaches tienden, a ejercer menos fuerza, de manera que el efecto secundario observado clínicamente es que el tercio gingival tiende a ser menos retentivo. Esto contrasta con los hallazgos de

Jones et al., basados en los resultados de laboratorio con alineadores fabricados en la clínica cuyas propiedades no se veían afectadas por el entorno oral. (20)

### **4.3 POLÍMEROS UTILIZADOS PARA FABRICAR ALINEADORES**

Los alineadores plásticos de uso ortodóntico están formados por polímeros de tipo termoplástico, que le proporcionan sus características físico-mecánicas. La palabra polímero etimológicamente significa combinar varias unidades, debido a que el sufijo mero representa “unidad” y el prefijo poli “múltiples”; por lo tanto, son materiales que consisten en macromoléculas en cadena con pesos moleculares de  $10^3$  g/mol a  $10^6$  g/mol. A su proceso de formación se le conoce como polimerización (Askeland D, 2004). Los polímeros se clasifican de acuerdo con su comportamiento mecánico y térmico en: termoplásticos, plásticos termoestables y elastómeros. Los termoplásticos frecuentemente se ablandan y cuando se enfrían vuelven a su condición sólida original, a diferencia de los plásticos termoestables, que al elevarles la temperatura sufren cambios químicos, lo cuál hace que sufran carbonización. (21) Los elastómeros se pueden deformar al aplicarles una fuerza y vuelven a su forma cuando ésta se retira. (22)

La estructura química de los termoplásticos se constituye por cadenas lineales flexibles sin o con ramificación, poseen enlaces primarios de enlaces covalentes; además por fuerzas débiles o secundarias de tipo Van der Waals y puentes de hidrógeno, que pueden ser desenlazadas con la aplicación de un esfuerzo a la tensión. (23) La mayoría de los termoplásticos presentan una estructura molecular formada por unidades repetidas de etileno. Los termoplásticos se pueden clasificar en amorfos o cristalinos según su estructura química. La estructura cristalina es una forma de organización lineal a diferencia de la amorfa en donde las cadenas moleculares están dispuestas de manera aleatoria. Algunos ejemplos de estructuras cristalinas incluyen el polietileno, polipropileno y nylon; ejemplos de polímeros amorfos son el policloruro de vinilo, poliestireno y policarbonato. (21)

Los polímeros amorfos poseen una estructura molecular dispuesta irregularmente, y se ha encontrado que el empaquetamiento molecular es pobre. De manera contraria, algunos polímeros exhiben una estructura molecular organizada regularmente, cuya estructura

química permite que sus cadenas se plieguen sobre sí mismas y se empaqueten de manera organizada. Todos los polímeros cristalinos retienen, en su estructura, las regiones amorfas que conectan las regiones cristalinas; por lo tanto, los polímeros cristalinos a menudo se llaman polímeros semicristalinos. (24)

El polietileno Tereftalato glicol modificado (PET-G) sigue siendo el material de mayor uso para la fabricación de alineadores. (13)(25) Otros materiales incluyen polipropileno, policarbonato, poliuretanos y etileno acetato de vinilo. (1) Como se muestra en la siguiente tabla existe una gran variedad de marcas y cada una de las marcas fabricantes maneja de acuerdo a su predilección polímeros diferentes (Tabla 1).

*Tabla 1 Materiales y espesor de las principales marcas de alineadores*

Nombre	Polímero	Espesor (mm)
Invisacryl A	Copoliéster	0,75 / 1
Essix A+	Copoliéster	1
Essix ACE	Copoliéster (de polietileno tereftalato)	0,75 / 0,88 / 1
Bioplast	Acetato de etileno y vinilo (EVA)	0,75 / 1
Imprelon "S"	Policarbonato (PC)	0,75
Copyplast	Polietileno	1
Hardcast	Polipropileno (PP)	0,8
Invisacryl C	Polipropileno/etileno	0,75 / 1
Essix C+	Polipropileno/etileno	1
Track C	Polipropileno/etileno	0,5 / 1
Smart Track	Poliuretano (TPU)	0,75
Zendura	Poliuretano (TPU)	0,76 / 1
Zendura FLX	Poliuretano (TPU)	0,76
F22 aligner	Poliuretano (TPU)	0,75
Durasoft	Poliuretano / policarbonato	1,2 / 1,8 / 2,5 / 3
Invisaling	Poliuretano de metilendifenil diisocianato y 1,6-hexanodial, Aditivos	0,75
Track B	Poliuretano/ Polietileno Tereftalo Glicol	2

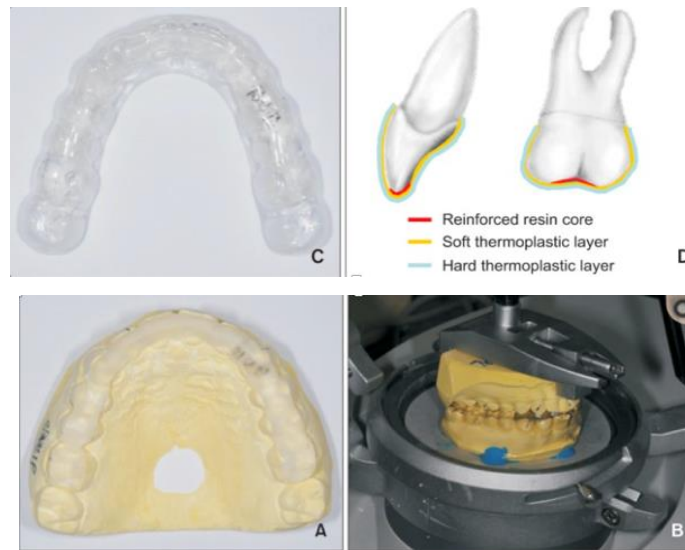
Tander	Polietileno Tereftalo Glicol (PET-G)	0,5 / 0,63 / 0,75 / 0,85 / 1 / 1,5 / 2
Track A	Polietileno Tereftalo Glicol (PET-G)	05 / 0,63 / 0,8 / 1,5 / 2
Biolon	Polietileno Tereftalo Glicol (PET-G)	0,75 / 1
Duran	Polietileno Tereftalo Glicol (PET-G)	0,5 / 0,75 / 1
Leone	Polietileno Tereftalo Glicol (PET-G)	0,5 / 0,8 / 1 / 1,5 / 2
Goody	Polietileno Tereftalo Glicol (PET-G)	0,5 / 0,63 / 0,75 / 0,85 / 1,5 / 2
Ecligner	Polietileno Tereftalo Glicol (PET-G)	0,5 / 0,75
Clear aligner	Polietileno Tereftalo Glicol (PET-G)	0,5
Erkodour	Polietileno Tereftalo Glicol (PET-G)	1,5 / 2 / 3
Erkodour Pro	Polietileno Tereftalo Glicol / poliuretano	0,8

*\*Información obtenida de las fichas técnicas suministradas por los fabricantes.*

Los materiales para la fabricación de alineadores transparentes han evolucionado desde un plástico de una sola capa o monofásico, siguiendo con el poliuretano de segunda generación, llegando hasta un poliuretano multicapa de tercera generación que se utiliza actualmente y que se compone de capas duras y blandas. La capa blanda imparte la propiedad de deformación elástica permitiendo un asentamiento suave del alineador; la capa dura asegura resistencia y durabilidad. (26)

Actualmente se fabrican polímeros híbridos que constan de tres capas; un polímero de tipo duro externo de polietilentereftalato de glicol modificado (PET-G), un polímero de tipo blando de poliuretano termoplástico intermedio (TPU) y un núcleo de resina reforzado interno. El núcleo de resina mejora la resistencia al desgaste y la resistencia mecánica, lo que evita la distorsión no deseada de la pared buco-palatina del retenedor. La capa de TPU absorbe el impacto y la capa de PETG tiene buena formabilidad, cualidades ópticas, resistencia a la fatiga y estabilidad dimensional, lo que contribuye a un mayor soporte de la dentición mandibular y ayuda a mantener la forma del arco (Figura 8).(27)

***Figura 8 Retenedor multicapas.***



Fuente: (Hyo-Won Ahn, 2015)

Invisalign usó inicialmente policarbonato rígido de una sola capa, sintetizado a partir de metilendifenil diisocianato y 1,6-hexanodiol.(28) Las generaciones posteriores de alineadores se fabricaron a partir de Exceed-30, con fines de mejorar la transparencia del material, la flexibilidad y la resistencia a la rotura. (29) En 2013, SmartTrack se introdujo como la última generación de material termoplástico, diseñado para reemplazar los materiales de alineadores Exceed-30 y Exceed-40 anteriores. SmartTracks es un material termoplástico multicapa basado en policarbonato combinado con un componente elastomérico. (29) Según las afirmaciones del fabricante, este material puede mantener fuerzas más constantes y ligeras a lo largo del tiempo en comparación con las generaciones anteriores, sin perder la expresión de la fuerza debido a los ciclos de relajación de la tensión durante sus dos semanas de uso. (28) En la revisión de antecedentes no se encontraron estudios científicos disponibles sobre las propiedades de relajación de esfuerzos del SmartTrack.

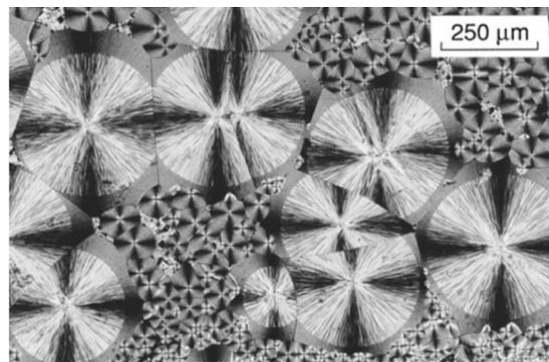
### **Polietileno tereftalato de glicol modificado**

El Polietileno Tereftalato de Glicol modificado (PET-G), es uno de los termoplásticos de ingeniería más versátiles, y sus propiedades físicas, resistencia química, resistencia a la

abrazión y facilidad de procesamiento son aprovechadas para el diseño de alineadores. Sin embargo, el PET-G no es un material inerte y se ve afectado por el calor, la humedad y el contacto prolongado con las enzimas salivales. (24)

El polietileno es un polímero termoplástico con estructura cristalina, que se forma a partir de la reacción de adición entre el tereftalato de dimetilo y etilenglicol. La composición química y la estructura molecular juegan un papel importante para determinar las propiedades del material. El polietileno es un polímero semicristalino, lo cual indica que tendrá tanto fases amorfas como cristalinas (Figura 9). De acuerdo con la cantidad de cristalinidad se determinará su comportamiento mecánico como el módulo de tracción y el límite elástico. (30)

*Figura 9 Estructura cristalina del polietileno*



El polietileno tereftalato-glicol (PET-G), es un copolímero amorfo no cristalizante de tereftalato de polietileno (PET), tiene buenas propiedades mecánicas, conformabilidad, cualidades ópticas, resistencia a la fatiga y estabilidad dimensional comparado con otros polímeros similares. Por estas excelentes propiedades, el PET y el PET-G desempeñan un papel importante dentro de la familia de los termoplásticos en rápido crecimiento y sus aplicaciones se pueden encontrar en casi todas las ramas industriales. (1)

Alezandropulos et al. analizaron las propiedades mecánicas de cuatro marcas de alineadores de las cuales tres eran de polietileno tereftalato de glicol y una de poliuretano (Invisalign). Invisalign mostró el mayor módulo de elasticidad y una mayor dureza, pero una resistencia

a la fluencia inferior en comparación con los materiales de tereftalato de polietilenglicol (Tabla 2) (31)

Gardner demostró que los materiales PET-G tienen una mayor resistencia al desgaste en comparación con dos materiales a base de polipropileno, cuando se someten a un aparato de desgaste cíclico con abrasivos de cerámica de esteatita como sustituto del esmalte. (32)

**Tabla 2 Propiedades mecánicas de los alineadores**

Material	Dureza de Martens (N/mm <sup>2</sup> )	Módulo de indetanción (GPa)	Índice elástico (%)
Essix A+ (Dentsply)	100,0	2 256	35,9
Clear aligner (Scheu dental)	91,8	2 112	35,7
Essix ACE plastic (Dentsply)	100,6	2 374	34,0
Invisalign (Align technology)	117,8	2 467	40,8

*Fuente: (Alezandropoulos A., 2015)*

Al someterse al medio oral el PET-G cambia sus propiedades por ejemplo la absorción al agua. Al comparar la absorción de agua se mostró que Invisalign tiene una mayor absorción de agua, seguido por un material termoplástico PETG. (33) En un estudio en el que se expuso al medio intraoral a largo plazo (6 meses) de los retenedores termoplásticos PETG formados al vacío mostraron rugosidades de la superficie, las cuales incrementaron al aumentar el tiempo de exposición in vivo y las características de la superficie variaron según los sitios evaluados. Los posibles mecanismos involucrados son la degradación hidrolítica o microbiana y el desgaste mecánico. Los retenedores de PETG se volvieron más rígidos y duros con el aumento del tiempo de exposición in vivo. Sin embargo, los hallazgos espectroscópicos de rayos X de dispersión de energía mostraron que los procedimientos de envejecimiento a largo plazo llevaron a un cambio significativo en la composición molecular de estos retenedores pasivos. Hubo una disminución en la cantidad de carbono en la composición, acompañada por la presencia de silicio, fósforo y calcio. El impacto real de



estos cambios en el rendimiento clínico de estos dispositivos aún no se conoce completamente. (27)

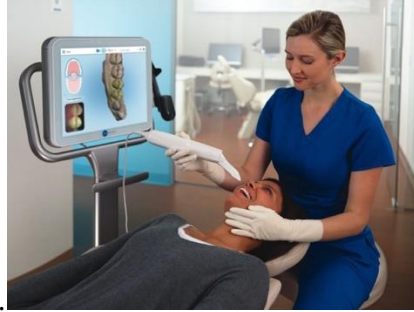
Bradley et al, encontraron una disminución del módulo de indentación en alineadores internos de edad intraorales, lo que implica una atenuación de la capacidad de suministro de fuerza por parte del dispositivo durante el uso intraoral. El valor del índice elástico aumentó, lo que implica que el material envejecido se movió hacia un comportamiento más frágil, mientras que la dureza Martens disminuyó, lo que indica un material menos resistente al desgaste. Los autores concluyeron que las fuerzas ortodónticas ejercidas disminuyen durante el tratamiento, pero aún no hay evidencia de un impacto negativo en la eficiencia del movimiento dental. (34)

Ryokawa estableció que los módulos elásticos de los alineadores Invisalign sumergidos en un baño de agua con temperatura controlada durante dos semanas no mostraron ningún cambio significativo, en contraste con un material termoplástico PET-G que mostró un aumento significativo en el módulo elástico. Así, diferentes tipos de materiales termoplásticos muestran diferentes grados de aumento o reducción en sus módulos elásticos. (33)

#### **4.4 FABRICACIÓN DE LOS ALINEADORES**

**Impresión digital:** Los alineadores son elaborados a partir de material termoplástico delgado y transparente con tecnología CAD/CAM, la cuál permite que se realicen en una sola impresión múltiples ajustes para el movimiento dental, manejando también, los alineadores de manera secuencial. Se crea un modelo digital que se obtiene a partir de una tomografía computarizada de una impresión en PVS (polivinilsiloxano). (35) La otra opción para obtener el modelo digital es tomar una impresión directamente de la cavidad oral del paciente por medio de un escaner intraoral. El uso de la tecnología 3D para la fabricación de modelos reduce considerablemente errores como inexactitudes geométricas (Figura 10) (36)(37)

**Figura 10 Scaneo intraoral**



Fuente: <https://oralcenter.es/escaner-intraoral-aljarafe-sevilla/escner-intraoral-itero1/>

**Planeación del tratamiento ortodóntico:** A partir de dicho modelo digital se planifica el tratamiento por medio del software “ClinCheck” (Figura 11). Este software permite visualizar el tratamiento desde varias perspectivas. Usando análisis CAD de la impresión digital, el ortodoncista decide los movimientos necesarios para corregir las posturas dentales. Este proceso incluye la determinación del tiempo estimado de tratamiento, así como del número de secuencias necesarias para lograr la corrección de posición de las piezas dentales. (20)

**Figura 11 Planeación de tratamiento digital**

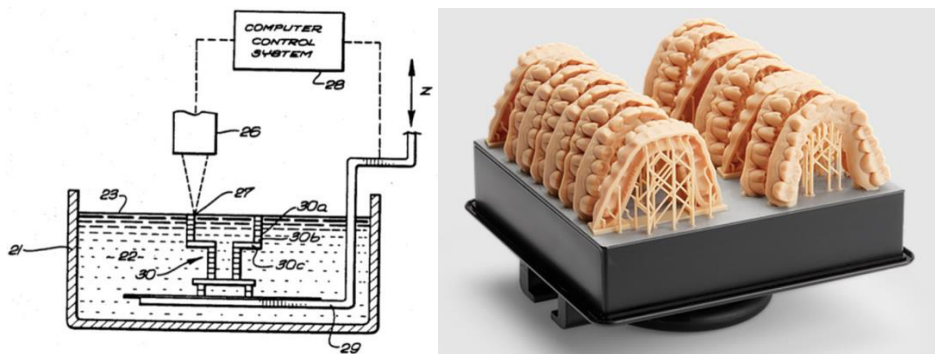


Fuente: <https://vimeo.com/279415723>

**Impresión 3D:** Luego de tener el número de secuencias necesarias para llevar a cabo el tratamiento planeado, se deben imprimir en 3D todos los modelos secuenciales desde la posición inicial a corregir hasta la posición final (Figura 9). Los alineadores se fabrican usando la impresión de un molde polimérico mediante estereolitografía.

La Figura 12, además ilustra los componentes principales de un dispositivo de estereolitografía y cómo encajan entre sí, para permitir la fabricación capa por capa. Se utilizan fuentes de luz coherentes (generalmente láseres que emiten en el rango UV) para inducir la polimerización y reticulación de la resina inicialmente líquida. Una de las principales ventajas es la alta resolución espacial proporcionada por el tamaño del punto del rayo láser enfocado. La exposición a la luz se realiza secuencialmente escaneando el rayo láser dentro del plano en la superficie del material fotosensible. El tiempo necesario para producir un corte de la estructura depende de la velocidad con la que se escanea el rayo láser y del área iluminada. La posición lateral del rayo láser generalmente se controla mediante un par de espejos dentro de un escáner galvanizado. La información de corte se presenta en forma de un conjunto de coordenadas, que definen el ángulo de inclinación de los dos espejos, que guían la posición del rayo láser a lo largo del plano. El hecho de que cada píxel de la capa se irradie secuencialmente permite teóricamente el ajuste de la dosis de exposición para cada píxel por separado controlando la intensidad del láser. Esto permite que sea posible procesar patrones de escala de grises. La resolución vertical depende de la profundidad de penetración de la luz, que se puede controlar mediante la adición de absorbentes adecuados a la resina de fotopolímero. La profundidad de curado también depende de la dosis de exposición (intensidad de luz y tiempo de iluminación), que podría ser la razón principal por la que la capacidad de escala de grises no se utiliza en la práctica. Vale la pena señalar que el paso principal que requiere mucho tiempo en la técnica no es el escaneo láser en sí, sino la deposición de la nueva capa de material fotosensible. Aquí, la viscosidad del material juega un papel importante. Muy a menudo se deben usar aditivos o disolventes no reactivos para disminuir la viscosidad de la resina de fotopolímero. En la Figura 9, se muestra la patente estadounidense 4575330 que presenta el término y el concepto de estereolitografía. Descripción de los componentes utilizando el esquema de numeración de la patente: (21) recipiente, (22) líquido curable por UV, (23) superficie de trabajo, (26) fuente de luz UV, (27) punto de luz ultravioleta, (28) computadora, (29) plataforma elevadora móvil, (30) objeto tridimensional y (30a-c) láminas integradas del objeto.(38)

*Figura 12 Técnica de estereolitografía.*



Fuente 1: (Samuel Clark Ligon, 2017)

Fuente 2: <https://www.3dsolutions.com.co/resinas-dentales>

Termoformado: El último paso del proceso de fabricación del alineador consiste en el termoformado. En este proceso, una lámina de polímero transparente clínico es llevada a la temperatura de trabajo, definida como aquella temperatura bajo la cual el polímero puede ser transformado sin perder sus propiedades fundamentales (mecánicas, físicas, químicas), para ser deformada permanentemente empleando calor y utilizando presión con fin de construir el alineador dental sobre el modelo de impresión 3D (Figura 13).

**Figura 13 Alineador termoformado**



Fuente: <https://teqvita.pe/blogs/impresion-3d/mitos-de-fabricacion-aditiva-alineadores-dentales-impresos-en-3d>

No existe un consenso claro en cuanto a el tiempo de enfriamiento y calentamiento para cada uno de las placas y cada fabricante establece algunos valores de referencia. Por ejemplo, la empresa Dentsply genera esta tabla como guía para uso en la Druformat, que contiene tiempos aproximados para cada una de las placas: (Tabla 3)

**Tabla 3 Tiempos de calentamiento y enfriamiento sugerido para Druformat**

Plástico	Espesor (pulgadas)	Tiempo de calentamiento	Tiempo de enfriamiento
	0,030	01:00	00:30
Essix ACE	0,035	01:00	00:30
	0,040	01:05	00:30
Essix PLUS	0,035	01:20	00:30
	0,040	01:25	00:30
Essix C+	0,040	01:30	02:00
	0,020	01:00	00:30
	0,030	01:00	00:30
Essix A+	0,040	01:05	00:30
	0,060	01:10	00:30
	0,080	01:30	00:30
	0,120	02:10	00:30

*Fuente: Denstply*

Actualmente se busca eliminar el paso de impresión de modelos, sino que se busca realizar directamente una impresión 3D. (36) En cuanto a esta opción última se refiere, se tienen algunas ventajas como reproducciones digitales fabricadas con mayor precisión, debido a la minimización de errores durante el proceso de impresión de modelos 3D y en la etapa de termoformado. También es posible personalizar completamente el espesor de los alineadores transparentes impresos directamente para ejercer fuerzas selectivas y direccionales. Dentro de las desventajas se encuentran que los materiales son altamente tóxicos antes de la impresión en 3D, no obstante la toxicidad se va disminuyendo gradualmente después de la polimerización (proceso de estereolitografía). El post curado y el procesamiento son vitales para eliminar los niveles de toxicidad recomendados por la fabricación de material de

impresión 3D. Además, hoy en día, no existe una resina fotopolimerizable comercializada y aprobada adecuada para la impresión directa de alineadores transparentes dentales, pero está surgiendo un interés creciente en el campo de la ortodoncia, especialmente para el desarrollo de resinas biocompatibles certificadas. Por esta razón, no se pueden encontrar estudios clínicos de dichos alineadores impresos. Sobre la base de estas premisas, se necesitan más estudios in vitro e in vivo para probar estas nuevas tecnologías y materiales. (39) Por lo anteriormente descrito se sigue teniendo como una opción mas confiable y mayormente usada la de impresión de modelos de resina con un posterior termoformado de las placas para la fabricación de alineadores.

#### **4.5 MOVIMIENTOS ORTODÓNTICOS CON ALINEADORES**

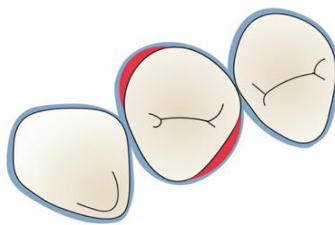
La forma en la que la fuerza se transmite a los dientes para ejercer movimientos de ortodoncia cambia dependiendo el tipo de ortodoncia utilizada. En la aparatología fija u ortodoncia por medio de “brackets” adheridos directamente a las coronas de los dientes, el área de contacto está unívocamente definida. La fuerza aplicada se transfiere al centro del “bracket” y se puede definir la relación momento-fuerza posterior con respecto al “bracket” y al centro de resistencia del diente. Con el uso de alineadores, el sistema de fuerza se crea a través de un pequeño desajuste geométrico entre la forma del alineador termoplástico que está impreso en la posición que se quiere obtener y el diente del paciente (Figura 14)(40)Cada alineador se debe utilizar durante 2 semanas y se consideran movimientos dentales de 0,2 mm en dirección lineal y movimientos dentales de rotación de 1°. (41)

Comparados con la ortodoncia fija, la eficacia de movimientos dentales generada por los alineadores resulta hasta el momento cuestionable. De acuerdo con “Align Technology”, entre el 20% y el 30% de los pacientes necesitan una revisión o un perfeccionamiento en algún momento de su tratamiento para alcanzar el punto final planificado para el paciente. Esto contrasta con el estudio de (42)se informa que entre un 70% y un 80% de sus pacientes requieren refinamiento, corrección a mitad de camino o la adición de aparatos ortopédicos para alcanzar los objetivos del tratamiento original (42)La investigación sugiere que los alineadores puede nivelar y alinear los arcos y son eficaces para controlar la intrusión

anterior, la inclinación vestibulolingual posterior y los movimientos corporales de los molares superiores en aproximadamente 1.5 milímetros. Sin embargo, se ha demostrado que la terapia con alineadores es ineficaz para controlar la extrusión anterior, la inclinación bucal-lingual anterior y las rotaciones, especialmente con dientes redondeados. (7)

El material de un alineador transparente ideal debe ser capaz de entregar la fuerza suficiente para crear el movimiento dental de ortodoncia deseado de una manera programada y predecible, al tiempo que evita dañar los tejidos periodontales circundantes. Además, los alineadores transparentes deben poder aplicar fuerzas ligeras y continuas sobre los dientes, al mismo tiempo que proporcionan suficiente rigidez con un alto límite elástico para garantizar que la fuerza se aplique dentro del rango elástico del material. (4) Las fuerzas de ortodoncia que ejercen los alineadores dependen de varios factores: incluido el espesor del polímero, el polímero utilizado, la cantidad de activación prevista por el software, la extensión del borde gingival, el tipo de movimiento, así como la rigidez y otras propiedades del material. (43) Se ha demostrado que los aparatos con material de mayor espesor aplican fuerzas de ortodoncia significativamente mayores que los de material más delgado. La dureza del material y el módulo elástico también se correlacionaron fuertemente con la cantidad de fuerza aplicada. (44)

*Figura 14 Desajuste del alineador y el diente.*



Además, los alineadores con extensiones de borde gingival más grandes (3 mm) producen más fuerza que los alineadores con una extensión de borde gingival mínima (0,1 mm). (45) Se ha pensado que el aumento de fuerza observado podría deberse a una mayor rigidez provocada por los cambios en la forma del material. Se ha demostrado que los alineadores

con una extensión de 2 mm más allá de los márgenes gingivales son de naturaleza más retentiva que los bordes rectos o festoneados. (46)

Debido a que es un material termoplástico, la fuerza que entregan los alineadores va depender en gran medida de las propiedades mecánicas del material con que se fabrican. Como un problema que es inherente de su naturaleza las fuerzas generadas por sus movimientos programados disminuirán en función del tiempo. (1) Las propiedades ideales de un polímero para ser utilizado en alineadores son: alta recuperación elástica, alta energía almacenada, baja rigidez, tolerancia al ambiente oral, alta conformabilidad, estabilidad dimensional, biocompatibilidad, inerte, no tóxico, mínima capacidad de absorción de agua, alta capacidad de moldeabilidad y baja rugosidad superficial(40)(1)(47) Ninguno de los materiales usados para fabricar alineadores cumple con las características ideales que se buscan para ser usados en ortodoncia, por ello se hacen estudios en los que se comparan las propiedades mecánicas de cada uno de ellos o se combinan algunos termoplásticos para así mejorar su eficiencia. Dentro de las características que los hace un material no ideal se consideran su baja rigidez su alta capacidad de fluencia lenta y de relajación de esfuerzos. (21)

### **Accesorios de los alineadores: minitopes o “attachment”**

El tratamiento de ortodoncia con alineadores requiere, en algunos casos, del uso de auxiliares o accesorios como los elásticos intermaxilares, “attachment”, desgastes interproximales para lograr el movimiento dental deseado al mejorar la precisión y generar mayores niveles de fuerza (Figura 15) (7)

*Figura 15 Accesorios: elásticos intermaxilares, botones y minimplantes.*

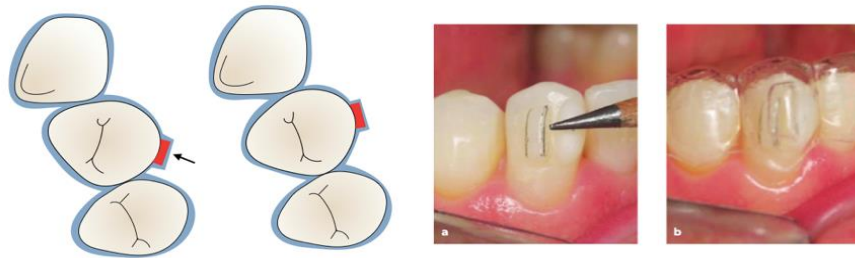


Fuente: <https://www.youtube.com/watch?v=aYnpvXWrSs8>



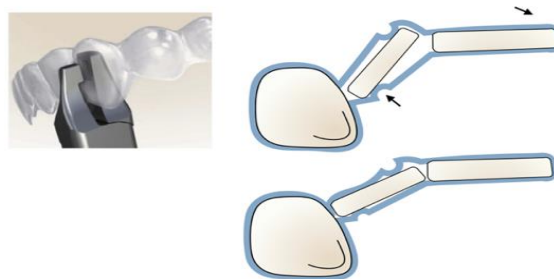
Los minitopes están hechos de compómero, que se polimeriza en la superficie de la corona (Figura 16) o también se puede realizar por medio de una pinza especial la cual crea una deformación directamente sobre el alineador (Figura 17). El movimiento de rotación en dientes con morfología muy redondeadas como los caninos o premolares resulta difícil para los alineadores y por ello se colocan minitopes que efectivizan dicho movimiento. (7)

**Figura 16 Attachment fabricados con resina.**



Fuente: <https://dentistrykey.com/library/troubleshooting-finishing-and-retention/>

**Figura 17 Accesorios sobre alineadores creados con pinza.**



Fuente: <https://orthopracticeus.com/industry-news/clear-collection-instruments-for-clear-aligner-treatments-part-2/>

## **5 OBJETIVOS**

### **5.1 OBJETIVO GENERAL**

Establecer el efecto de la termoformación sobre el espesor del material polimérico PET-G usado para alineadores plásticos.

### **5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Determinar el tiempo ideal de calentamiento para la manufactura de alineadores de acuerdo con el espesor.
- Determinar el cambio de espesor de los alineadores antes y después del proceso de termoformado.
- Establecer las curvas de relajación de esfuerzos del material en los diferentes espesores.

## 6 METODOLOGÍA

### 6.1 MATERIALES

Se realizó un experimento completamente aleatorizado, en un único bloque. Las pruebas fueron realizadas en un único equipo y por un mismo experimentador.

**Espesor:** Se utilizaron 6 espesores diferentes de PET-G a saber: 0,02 pulg, 0,030 pulg, 0,035pulg, 0,04 pulg, 0,06 pulg, y 0,08 pulg seleccionados a partir de su disponibilidad comercial.

**Tiempo de calentamiento:** Se estimaron 3 niveles de tiempo de calentamiento en termoformado de acuerdo al espesor seleccionado.

Las variables de respuesta fueron establecidas como la magnitud de la fuerza en newton durante el proceso de relajación de esfuerzo descrito en la metodología para tres instantes de sostenimiento: 900 segundos, 1 800 segundos y 3 600 segundos. Los valores de tiempo fueron seleccionados en tres puntos del sostenimiento de la curva de relajación de esfuerzo con fines de verificar la influencia del espesor y el tiempo de sostenimiento en la disminución de la fuerza.

Criterios de inclusión:

- Láminas termoplásticas de PET-G
- Espesores establecidos de acuerdo a disponibilidad de casas fabricantes
- Placas separadas por lámina aislante antes del proceso de termoformado
- Presión y temperatura de acuerdo al equipo de termoformado
- Tiempos seleccionados para determinar una deflexión estándar

Criterios de exclusión:

- Otros polímeros usados para fabricación de alineadores dentales

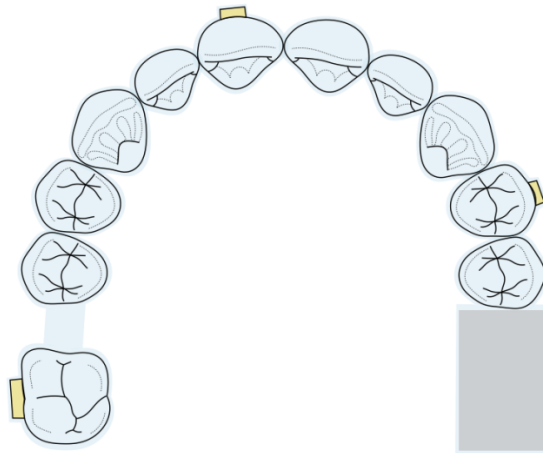
Variables de control:

- Espesor de placa original
- Tiempo de termoformado
- Zona de medición de cambio de espeso

## 6.2 PROCEDIMIENTO

- a) **Impresión de modelos en resina:** Se diseñó un modelo de dientes en resina el cual incluía un “*attachment*” en la cara vestibular del 24, 11, 13 y 17. Se decidió este diseño para poder comparar un diente de la misma morfología con y sin “*attachment*”. Se fabricaron 7 modelos en impresión 3D (Figura 18).

*Figura 18 Diseño del modelo de resina.*



- b) **Placas de polímero:** Se usaron placas de polietileno tereftalato glicol modificado (PET-G) usadas para la fabricación de alineadores en diferentes espesores (pulgadas) 0,02, 0,03, 0,035, 0,04, 0,06, 0,08. Se decidió usar como polímero de estudio el PET-G debido a que, de acuerdo con la literatura, es el material de mayor uso para la fabricación de alineadores plásticos. (13)
- c) **Tiempos de calentamiento:** Se estimaron 3 niveles de tiempo de calentamiento en

termoformado de acuerdo al espesor seleccionado. El tiempo se estableció como el necesario en minutos para que el centro de la película de polímero se defleccione entre 30 mm, 25 mm y 20 mm medidos desde la base de la termoformadora. En las películas de 0,06 pulg y 0,08 pulg se tuvieron solo dos niveles de tiempo de calentamiento. A continuación, se ilustran los tiempos seleccionados de calentamiento.

*Tabla 4 Tiempos de calentamiento para cada espesor*

Espesor (pulg)	Tiempo 1(min)	Tiempo 2(min)	Tiempo 3(min)
	Distancia de deflexión:30mm	Distancia de deflexión:25mm	Distancia de deflexión:20mm
0,02	1:06	1:07	1:08
0,03	1:10	1:12	1:14
0,035	1:14	1:17	1:20
0,04	1:18	1:23	1:28
0,06	1:22	—	1:38
0,08	1:30	—	1:56

d) **Termoformado de placas:** para realizar la termoformación de las placas se utilizó la termoformadora de Denstply Sirona Druformat. (Figura 19)

*Figura 19 Termoformadora Druformat de Denstply.*



*Fuente: <https://www.djldental.com/DRUFOMAT-SCAN-ROJO-DREVE>*

**Tabla 5 Especificaciones técnicas**

Dimensiones	460 x 290 x 290
Peso	16 kg
Fusible	T3, 15 A
Presión	2-6 bar
Máximo espesor de la placa soportado	5 mm
Diámetro máximo de la placa soportado	120 mm

*Fuente: Guía suministrada por Denstply, Working instructions*

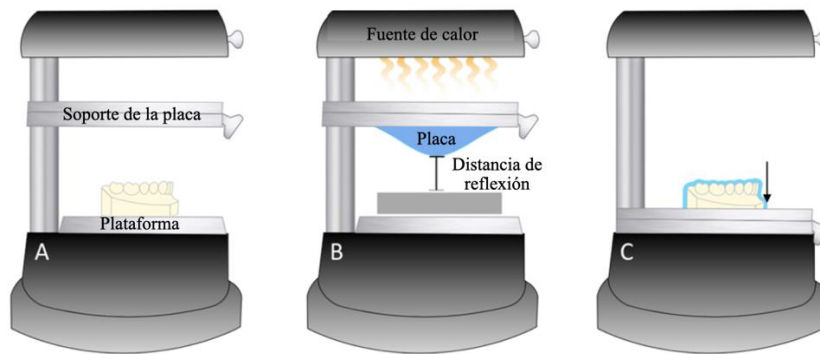
Para el presente estudio se tuvieron 3 tipos de placas:

**Placas tipo A:** son aquellas placas que no fueron sometidas a ningún proceso de termoformado, ni expuestas a la temperatura, se conservaron como las suministra el fabricante (Figura 20.A).

**Placas tipo B:** Se montaron las placas en la termoformadora de tal forma que existiera una distancia de 30 mm desde la placa hasta la plataforma que soporta el modelo (Figura 20.A). Posteriormente se encendió la fuente de calor de la termoformadora, lo cual genera una la deformación en el centro de la placa, en el momento que entre la placa y la plataforma exista una distancia de 20 mm (Figura 20.B). Según lo anterior se determinaron los tiempos ideales de calentamiento para cada espesor.

**Placas tipo C:** Son aquellas placas que después de ser sometidas a la temperatura, se continúa con el proceso de termoformado permitiendo que la placa adquiriera la morfología del modelo de resina que se encuentra sobre la plataforma (Figura 20.C)

**Figura 20 Esquema representativo del proceso de termoformado.**



**Proceso de termoformado:**(Guía de manejo suministrada por Denstply, How to Create an Essix® Clear Retainer)

I. Se encendió el equipo (Figura 21)

*Figura 21. Botón de encendido de Drufomat.*



*Fuente: Guía de manejo suministrada por Denstply, How to Create an Essix® Clear Retainer*

II. Se retiró la doble capa de plásticos protectora que tiene la placa de PET-G (Figura 22)

*Figura 22. Placa para fabricación de alineadores*



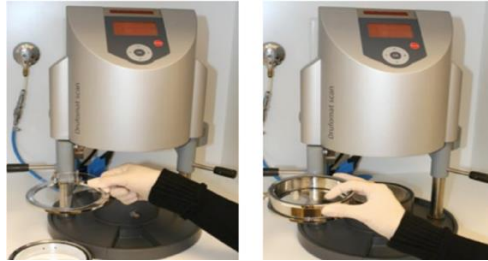
*Fuente: <https://dentaldaza.com/producto/placas-de-acetato-essix/>*

III. Se colocó la placa de PET-G en el anillo del equipo y se aseguró al mismo. (Figura



23)

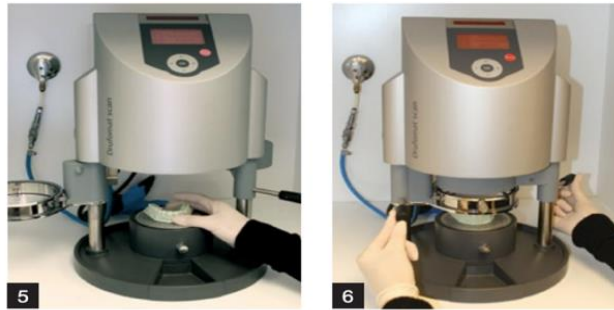
**Figura 23 Como realizar el montaje de la placa en Druformat.**



*Fuente: Guía de manejo suministrada por Denstply, How to Create an Essix® Clear Retainer*

IV. Se colocó el modelo en el centro de la base de la máquina. (Figura 24)

**Figura 24 Colocación del modelo.**



*Fuente: guia de manejo suministrada por Denstply, How to Create an Essix® Clear Retainer*

V. Por medio de la pantalla se seleccionaron los ajustes pertinentes para cada placa, como es el tiempo de calentamiento y la presión deseada. (Figura 25)

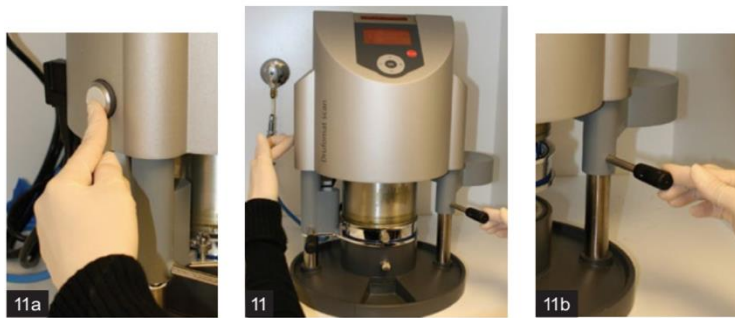
**Figura 25 Configuración previa a la termoformación.**



*Fuente: Guía de manejo suministrada por Denstply, How to Create an Essix® Clear Retainer*

- VI. Una vez que hubo terminado el tiempo de calentamiento, la termoformadora emitió un pitido largo. Hasta este paso se llegó para las placas tipo B.
- VII. Se tiró de la palanca del lado derecho, alejando el elemento calefactor de la base de la máquina. Se aseguró de pasar el punto de tensión y mantenerlo presionado mientras se presionó simultáneamente el botón blanco en el lado izquierdo del Druformat Scan. Una vez que la barra de presión en la pantalla subió al nivel 2, se soltó tanto la palanca como el botón blanco al mismo tiempo. (Figura 26).

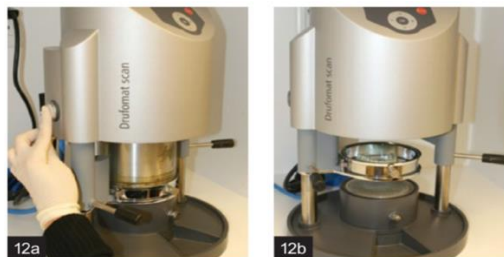
*Figura 26 Proceso de termoformado Druformat.*



*Fuente: Guía de manejo suministrada por Dentsply, How to Create an Essix® Clear Retainer*

- VIII. En este momento comenzó el tiempo de enfriamiento. Una vez que el temporizador llegó a cero, se escuchó un pitido corto que indica que el proceso de enfriamiento se completó. Se mantuvo presionado el botón blanco en el lado izquierdo del Druformat Scan mientras el aire se liberaba y la cámara se levantó del modelo. (Figura 27).

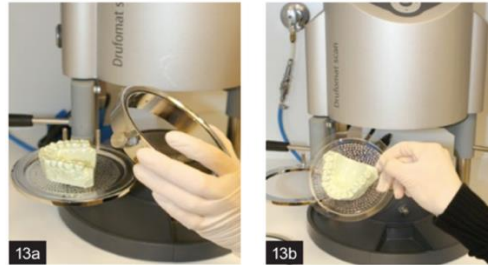
*Figura 27 Proceso de enfriamiento.*



*Fuente: Guía de manejo suministrada por Dentsply, How to Create an Essix® Clear Retainer*

IX. Se retiró el anillo de tensión del plástico. Se retiró la placa tipo C. (Figura 28).

*Figura 28 Retiro de la placa.*



*Fuente: guía de manejo suministrada por Denstply, How to Create an Essix® Clear Retainer*

X. Se recortó el plástico entre 1 mm y 3 mm por encima del margen gingival de las superficies lingual y labial con un disco. Luego, se retiró suavemente el alineador del yeso con un pimpollo de carburo. (Figura 29)

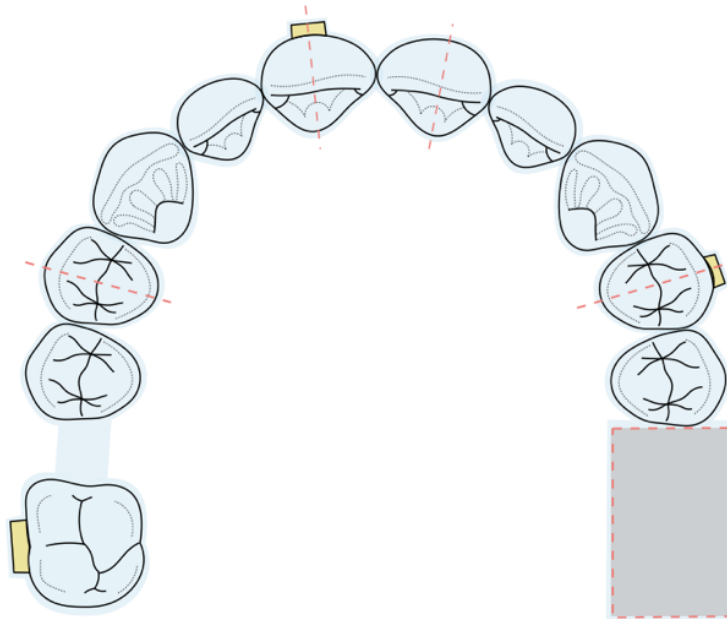
*Figura 29 Recorte de la placa*



*Fuente: guía de manejo suministrada por Denstply, How to Create an Essix® Clear Retainer*

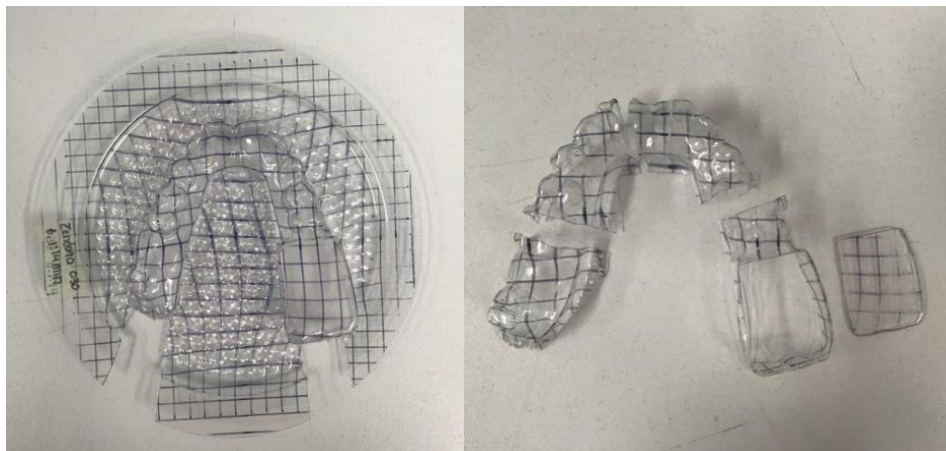
e) **Corte de las placas termoformadas:** para identificar como variaba el espesor posterior al proceso de termoformado, se realizaron cortes de las placas tipo C con ayuda de un motortool y un disco de diamante en los puntos marcados por la línea roja. (Figura 30).

*Figura 30 Líneas de recorte de la placa.*



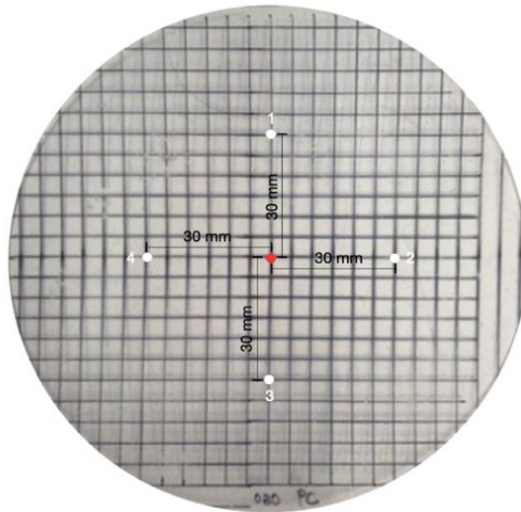
Se realizó un corte en forma rectangular (zona marcada de rojo) como se muestra en la Figura a continuación. Los rectángulos se usaron como probetas para las pruebas de relajación de esfuerzos. Posterior a hacer el corte con disco de diamante, se hizo un corte con láser de dichos rectángulos para eliminar cualquier residuo en los bordes y tener probetas simétricas de 17 cm x 22 cm. (Figura 31).

*Figura 31 Cortes de la placa tipo C.*



f) **Evaluación del espesor de la placa tipo B posterior al termoformado:** se realizaron las mediciones con ayuda de un calibrador digital. Se medieron 4 puntos que se encontraban a una distancia de 30 mm del centro (Figura 32). Se corroboró que las puntas del calibrador estuvieran paralelas (Figura 33). En cada punto se repitió la medición tres veces para minimizar el error de medida. Dichas medidas se registraron en un formato de excel, como lo muestra el anexo 1.

*Figura 32 Esquema de puntos de medición de la placa tipo B*



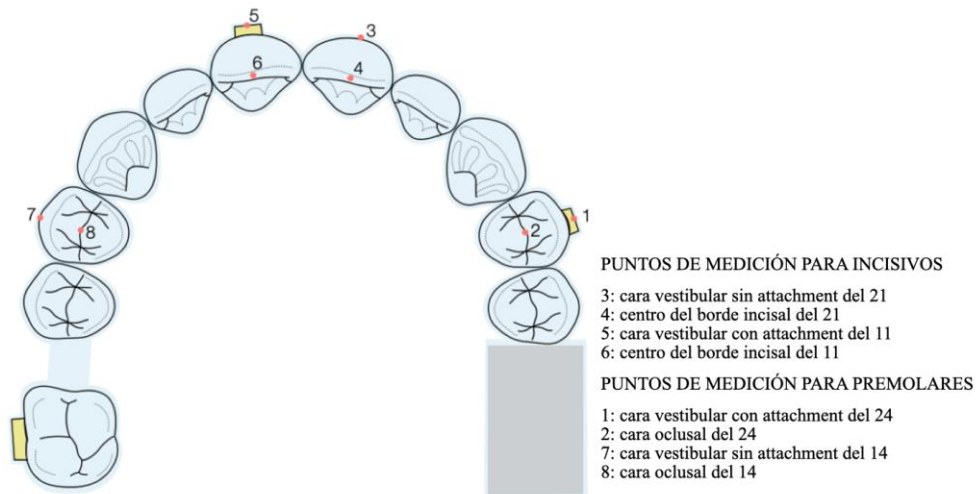
*(punto rojo centro de la placa, puntos blancos puntos de medición)*

*Figura 33 Calibrador digital.*

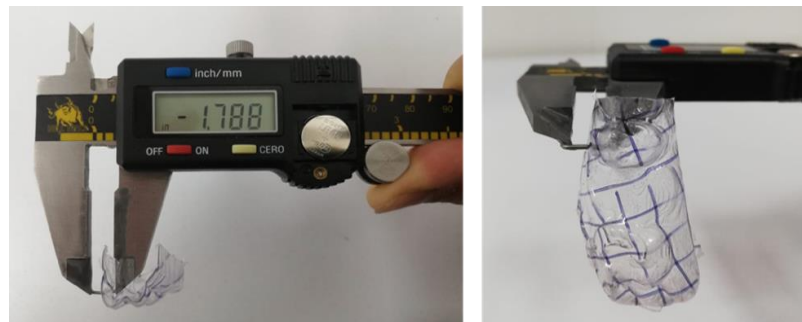


g) **Evaluación del espesor de la placa tipo C posterior al termoformado:** Se tomaron medidas en 8 puntos diferentes para cada una de las placas termoformadas, los puntos indican el punto de medición y se realizarán con ayuda de un calibrador digital. (Figura 34 y 35) Los datos fueron registrados en un documento de excel por medio de un formato como lo muestra el anexo 2.

*Figura 34 Puntos de medición de las placas tipo C*



*Figura 35 Medición de las placas tipo C*



**h) Prueba de relajación de esfuerzos:**

De acuerdo a la norma ASTM E328 – 21, Standard Test Methods for Stress Relaxation for Materials and Structures donde se explica los estandares que se deben seguir para realizar diseños experimentales en polímeros se planteó el diseño para la prueba de relajación de esfuerzos. Se siguen los parámetros de medición expresados y de acuerdo al numeral 5.4 se

adoptó un formato de medición diferente al estándar debido a el tamaño de las probetas empleadas. (63)

Las probetas para realizar esta prueba se tomaron de las placas tipo C. Debido a que el espesor del alineador afecta significativamente la liberación de fuerza y la posterior generación de momentos, se ha sugerido que las propiedades físicas de los materiales plásticos utilizados para la fabricación de alineadores deben evaluarse después del termoformado para caracterizar su aplicación clínica. (61)(53)

Para evaluar el fenómeno de relajación de esfuerzos se realizó el siguiente diseño experimental. Se elaboró un cilindro hueco en polímero Empack y una tapa con 4 perforaciones que permiten adaptar 4 tornillos para sujetar las probetas (Figura 36).

*Figura 36 Soporte para la probeta*

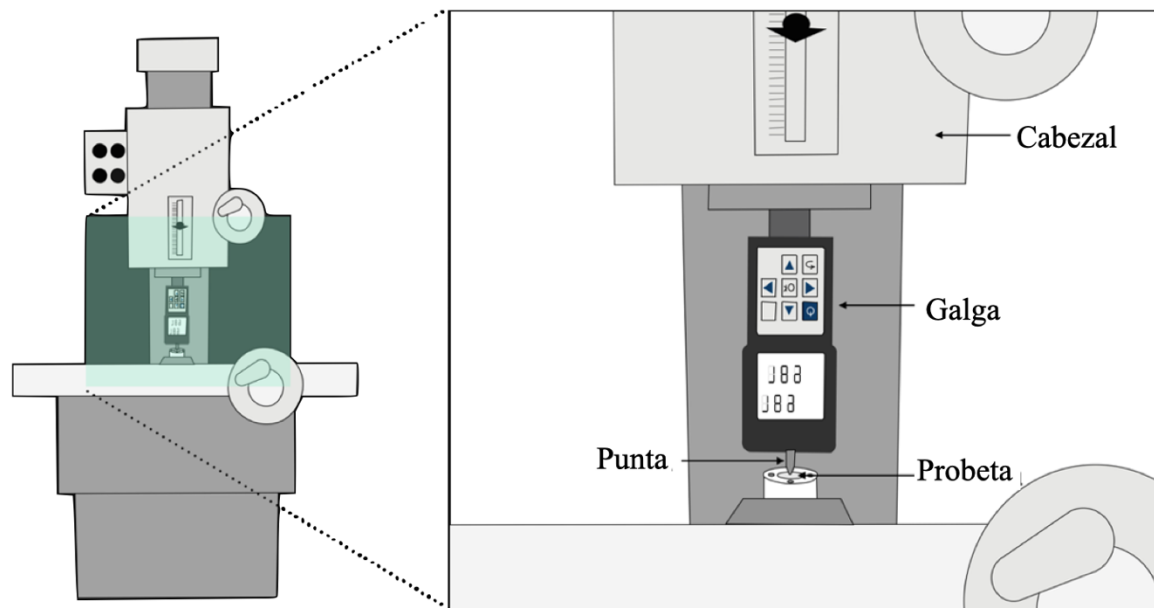


Dicho cilindro estaba soportado por una mordaza ubicada en una fresadora universal, que permite generar un desplazamiento controlado de la carga mediante un cabezal de traslación. La fuerza sobre la probeta es generó por una punta roma de acero. Dicha punta tiene unida un sensor de fuerza que permitió estimar la magnitud de la fuerza sobre la probeta. Este montaje se ilustra en la Figura a continuación (Figura 37).

Para medir el efecto de la relajación de esfuerzos primero se llenó el cilindro con agua desionizada, después se colocó la probeta, y se volvió a colocar agua desionizada sobre la probeta, posteriormente se ajustaron los 4 tornillos de la tapa para asegurar la probeta. Posteriormente se posicionaron con ayuda de la fresadora el cilindro y la punta de la galga de tal forma que la punta se ubique de manera central sobre la probeta. Posterior a ello se colocó la galga en cero y se generó un desplazamiento de 1 mm sobre la probeta, la galga empezó a registrar la fuerza. Todo este proceso se grabó por medio de una videocámara para

poder registrar los cambios que evidencia la galga. La prueba se realizó durante 8 horas para cada una de las probetas (Figura 38), y los datos minuto a minuto de la variación de la fuerza medida fueron registrados en una hoja Excel (Anexo 3).

*Figura 37 Diseño experimental para la relajación de esfuerzos*



*Figura 38 Prueba de relajación de esfuerzos*



La prueba no tuvo en cuenta la deformación de los alineadores durante la aplicación intraoral, sin embargo, las pruebas estandarizadas de un alineador con su geometría 3D en una configuración biomecánica en modelos de arcadas dentales son muy complejas y la comparación de diferentes materiales y el análisis del efecto del termoformado en los diferentes materiales es complicado en tales situaciones. Por ello se consideró que la prueba



anteriormente citada cuenta con geometría simple y estandarizada, lo cual la hace reproducible permitiendo comparar diferentes grosores directamente sin el efecto de los cambios geométricos. Las pruebas se realizaron en condiciones húmedas dado que la humedad afecta el proceso de relajación de esfuerzos. Las pruebas fueron realizadas por los autores del trabajo, con la asistencia directa del auxiliar del Taller de Máquinas de la UAM y la supervisión también directa del codirector del proyecto, cuyo campo de profundización e investigación es el comportamiento mecánico de materiales.

Para analizar los datos se realizó un análisis factorial de varianza con análisis de factores. La siguiente hipótesis válida el proyecto de investigación si no es rechazada por análisis estadístico.

### **HIPÓTESIS NULA**

El proceso de termoformado del polímero en la fabricación de alineadores plásticos termoformados NO afecta significativamente el espesor del alineador del PET-G.

### **VALIDACIÓN METODOLÓGICA DE LOS OBJETIVOS**

Para validar el primer objetivo se hicieron mediciones correspondientes de los espesores de las placas después del proceso de termoformado y en diferentes posiciones dentales. Se hizo la comparación de medias con suposición de varianza desconocida y confiabilidad de 0,05%. La diferencia de medias y el respectivo intervalo de confianza determinará la validez de determinación del cambio de espesor.

Para especificar la validez del segundo objetivo se realizó un análisis de superficie de respuesta con parámetro óptimo de mayor constante de relajación. Esto es se elegirá el tiempo de sostenimiento que genere mayor rigidez, y por tanto capacidad de transmisión de fuerza sobre el material del alineador. La confiabilidad de determinación de regresores para regresión lineal será de 0,05% y se determinará el modelo como válido si supera la prueba de bondad de ajuste con constante de correlación de Pearson mayor a 80%.

Para validar el tercer objetivo se determinó la curva de relajación de esfuerzo en cada prueba. Se estimarán la constante de relajación y el tiempo de constancia. Un análisis de varianza con factor fijo para el espesor y aleatorio para el tiempo estimará la incidencia o no de estos factores sobre la variable de respuesta con confiabilidad del 0,05%. De no satisfacerse los supuestos del ANOVA se priorizarán la prueba con transformación de variable antes de la realización de una prueba no paramétrica.

## 7 RESULTADOS

### 7.1 CAMBIO DEL ESPESOR

Para evidenciar si tiene un efecto la termoformación sobre el espesor del material polimérico PET-G usado para alineadores plásticos se midieron las placas tipo A, B y C con un intervalo de confianza del 95%. En la tabla 6 se observa el cambio en el espesor para las placas tipo A comparándolas con las placas tipo B (después de ser expuesto a la temperatura), donde observamos que en la mayoría de los casos se da una reducción en el espesor. El porcentaje mas alto de reducción se ubica en el espesor de 0,03 con una reducción del 4,2%. Además se evidencia que al modificar el tiempo de calentamiento también se modifica el porcentaje de reducción del espesor donde en todos los casos se observa que a menor tiempo de calentamiento menor cambio en el espesor excepto en el espesor de 0,04 donde fue invertido y en el 0,02 que no hubo cambio en el espesor.

**Tabla 6 Cambio de espesor posterior a la exposición a la temperatura**

Espesor inicial	Espesor posterior a la exposición a la temperatura	Tiempo de calentamiento		Porcentaje de reducción del espesor
0,020	0,020	1:06		0,0
0,020	0,020	1:08		0,0
0,030	0,029	1:08	●	3,3
0,030	0,029	1:10	●	3,3
0,035	0,034	1:10	●	2,9
0,035	0,034	1:14	●	2,9
0,040	0,040	1:14	●	0,0
0,040	0,040	1:20	●	0,0
0,060	0,059	1:18	●	1,7
0,060	0,060	1:23	●	0,0
0,080	0,078	1:30	●	2,5
0,080	0,080	1:56	●	0,0

● Mayor reducción      ● Menor reducción

En la tabla 7 y 8 se observan los cambios del espesor para las placas C comparadas con las placas tipo A, en todos los puntos de medición se dio reducciones. El porcentaje mas alto de reducción para el punto 3 y 4 esta en la placa 0,03 a 1:10 con un 66,7% y 46,7% respectivamente; para el punto 5 fué la placa 0,06 a 1:22 con un 68,3% y para el punto 6 0,03 a 1:14 con un 53,3%. El porcentaje mas alto de reducción para el punto 1 fué la placa 0,08 a 1:56 con un 62,5%, para el punto 2 0,03 a 1:10 con un 46,7%, para el punto 7 el espesor 0,03 con los tiempos 1:10 y 1:14 tuvieron un 50% y para el punto 8 0,035 a 1:20 con un porcentaje de 45,7%.

**Tabla 7 Cambio de espesor posterior al termoformado para incisivos**

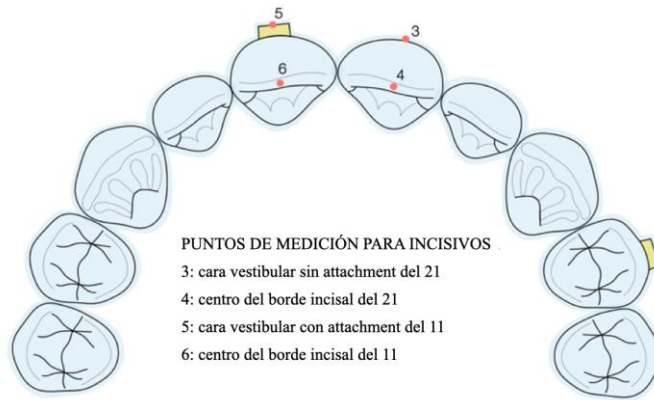
Espesor inicial	T	Punto 3		Punto 5		Punto 6		Punto 4	
		E	%	E	%	E	%	E	%
0,02	1:06	0,011	45,0	0,012	40,0	0,016	20,0	0,016	20,0
0,02	1:07	0,011	45,0	0,011	45,0	0,017	15,0	0,018	10,0
0,02	1:08	0,012	40,0	0,011	45,0	0,018	10,0	0,015	25,0
0,03	1:10	0,012	60,0	0,010	66,7	0,019	36,7	0,016	46,7
0,03	1:12	0,015	50,0	0,015	50,0	0,022	26,7	0,022	26,7
0,03	1:14	0,014	53,3	0,011	63,3	0,014	53,3	0,020	33,3
0,035	1:14	0,019	45,7	0,016	54,3	0,025	28,6	0,028	20,0
0,035	1:17	0,025	28,6	0,017	51,4	0,026	25,7	0,030	14,3
0,035	1:20	0,017	51,4	0,016	54,3	0,024	31,4	0,024	31,4
0,04	1:18	0,023	42,5	0,018	55,0	0,034	15,0	0,037	7,5
0,04	1:23	0,026	35,0	0,024	40,0	0,034	15,0	0,032	20,0
0,04	1:28	0,026	35,0	0,028	30,0	0,033	17,5	0,031	22,5
0,06	1:22	0,019	68,3	0,025	58,3	0,033	45,0	0,046	23,3
0,06	1:38	0,030	50,0	0,028	53,3	0,033	45,0	0,039	35,0
0,08	1:30	0,072	10,0	0,075	6,3	0,070	12,5	0,073	8,8
0,08	1:56	0,039	51,3	0,036	55,0	0,047	41,3	0,048	40,0

T: tiempo de sometimiento a la temperatura en el proceso de termoformación

E: espesor posterior al termoformado

%; porcentaje de reducción del espesor posterior al proceso de termoformado

**Figura 39 Puntos de medición para los incisivos**



**PUNTOS DE MEDICIÓN PARA INCISIVOS**

- 3: cara vestibular sin attachment del 21
- 4: centro del borde incisal del 21
- 5: cara vestibular con attachment del 11
- 6: centro del borde incisal del 11

**Tabla 8 Cambio de espesor posterior al termoformado para premolares**

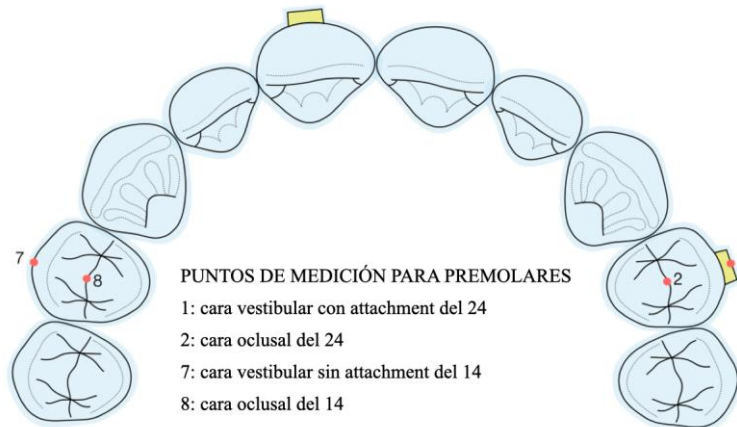
Espesor inicial	T	Punto 7		Punto 1		Punto 2		Punto 8	
		E	%	E	%	E	%	E	%
0,02	1:06	0,014	30,0	0,014	30,0	0,014	30,0	0,015	25,0
0,02	1:07	0,015	25,0	0,012	40,0	0,017	15,0	0,015	25,0
0,02	1:08	0,015	25,0	0,012	40,0	0,015	25,0	0,011	45,0
0,03	1:10	0,016	46,7	0,015	50,0	0,016	46,7	0,018	40,0
0,03	1:12	0,017	43,3	0,016	46,7	0,021	30,0	0,023	23,3
0,03	1:14	0,018	40,0	0,015	50,0	0,017	43,3	0,017	43,3
0,035	1:14	0,023	34,3	0,021	40,0	0,025	28,6	0,025	28,6
0,035	1:17	0,025	28,6	0,021	40,0	0,027	22,9	0,023	34,3
0,035	1:20	0,021	40,0	0,020	42,9	0,024	31,4	0,019	45,7
0,04	1:18	0,028	30,0	0,030	25,0	0,034	15,0	0,039	2,5
0,04	1:23	0,030	25,0	0,030	25,0	0,038	5,0	0,038	5,0
0,04	1:28	0,033	17,5	0,028	30,0	0,032	20,0	0,036	10,0
0,06	1:22	0,036	40,0	0,041	31,7	0,054	10,0	0,058	3,3
0,06	1:38	0,041	31,7	0,047	21,7	0,048	20,0	0,052	13,3
0,08	1:30	0,049	38,8	0,055	31,3	0,077	3,8	0,076	5,0
0,08	1:56	0,030	62,5	0,061	23,8	0,065	18,8	0,075	6,3

T: tiempo de sometimiento a la temperatura en el proceso de termoformación

E: espesor posterior al termoformado

%; porcentaje de reducción del espesor posterior al proceso de termoformado

**Figura 40 Puntos de medición para los premolares**



## PRUEBA DE RELAJACIÓN DE ESFUERZOS

En la tabla 9 se muestran los porcentajes de reducción de la fuerza que presentan las placas en sus diferentes espesores, en el caso de la placa con el espesor de 0,03 pulg es la que evidencia un mayor porcentaje de pérdida de fuerza, inicia con una fuerza de 36,6 N, en la primera hora se reduce a 24,2 N y a las ocho horas a 20,3N lo cual indica que se dió un porcentaje de reducción de la fuerza de 33,9% en la primera hora y a las ocho horas se había perdido el 44,5% de la fuerza inicial.

En todos los casos en la primera hora de la prueba es cuando se da la mayor disminución de fuerza. Las probetas que tienen un menor porcentaje de relajación de esfuerzos son para cada espesor: 0,02 pulgadas un tiempo de 1:06; 0,03 pulgadas un tiempo de 1:14; 0,035 un tiempo de 1:20; 0,04 un tiempo de 1:28; 0,06 un tiempo de 1:38, 0,08 un tiempo de 1:30.

**Tabla 9 Reducción de la fuerza en la primera hora y a la ocho horas**

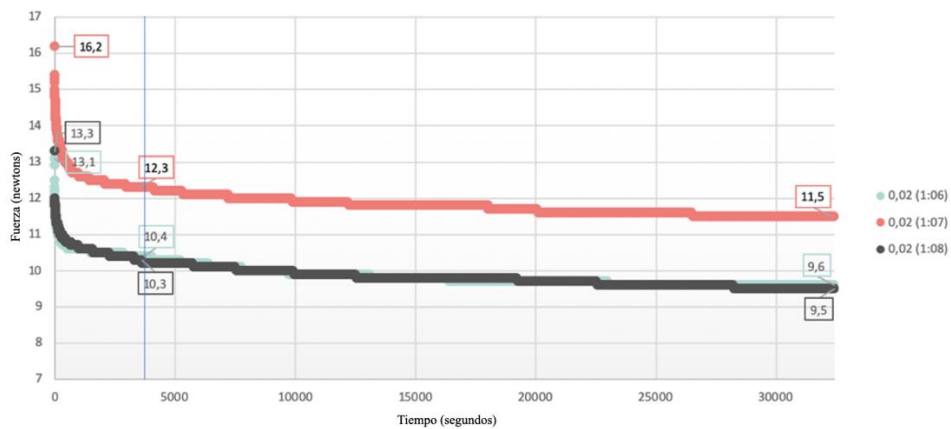
Espesor inicial	Tiempo de calentamiento	Magnitud de la fuerza alcanzada al inicio de la prueba		Porcentaje de reducción de la fuerza en la primera hora	Magnitud de la fuerza alcanzada en la primera hora	Porcentaje de reducción de la fuerza a las ocho horas	Magnitud de la fuerza alcanzada a las ocho horas
0,02	1:06	13,1	●	20,6	10,4	26,7	9,6
0,02	1:07	16,2	●	24,1	12,3	29,0	11,5
0,02	1:08	13,3		22,6	10,3	28,6	9,5
0,03	1:10	38,6		33,4	25,7	42,7	22,1
0,03	1:12	36,6	●	33,9	24,2	44,5	20,3
0,03	1:14	31,7	●	32,8	21,3	42,6	18,2
0,35	1:14	32,3	●	26,3	23,8	31,9	22,0
0,35	1:17	42,6		26,1	31,5	31,9	29,0
0,35	1:20	33,5	●	17,9	27,5	22,4	26,0
0,04	1:18	52	●	29,0	36,9	34,4	34,1
0,04	1:23	51,6		22,9	39,8	29,8	36,2
0,04	1:28	34,5	●	17,7	28,4	23,5	26,4
0,06	1:22	99	●	17,2	82,0	22,3	76,9
0,06	1:38	92,6	●	13,9	79,7	16,3	77,5
0,08	1:30	99,8	●	6,1	93,7	7,7	92,1
0,08	1:56	98,5	●	13,8	84,9	15,6	83,1

● Mayor reducción      ● Menor reducción

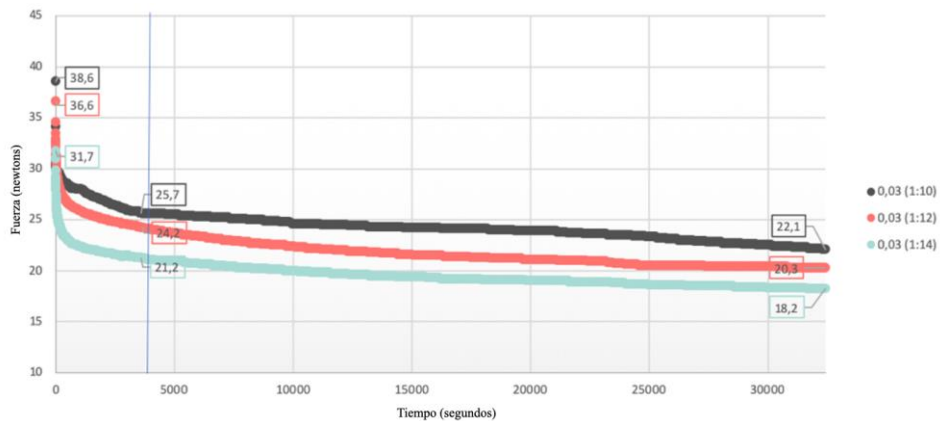
En las Gráficas 1 a la 6 se muestran las curvas de relajación de esfuerzos para cada uno de los espesores utilizados y los diferentes tiempos de exposición a la temperatura. Donde se

observa el valor de fuerza que entregaba al inicio de la prueba posteriormente el valor que entrega a la primera hora y el valor con el que finaliza la prueba. Además se indica con una línea azul la primera hora de la prueba. Con el color rojo se evidencia la curva que tiene un mayor porcentaje de reducción, seguido por la curva gris que es la pérdida intermedia y la verde que es aquella curva que evidencia el menor porcentaje de pérdida de fuerza inicial.

**Gráfica 1 Curva de relajación de esfuerzos espesor 0,02 pulgadas.**

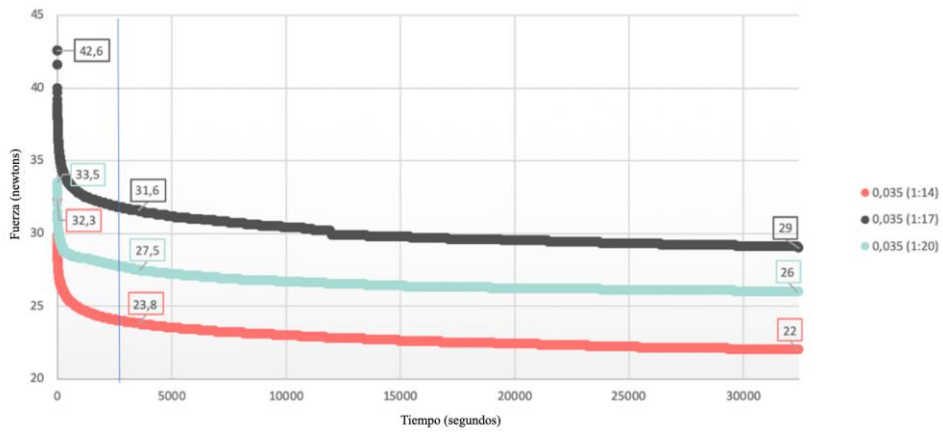


**Gráfica 2 Curva de relajación de esfuerzos espesor 0,03 pulgadas.**

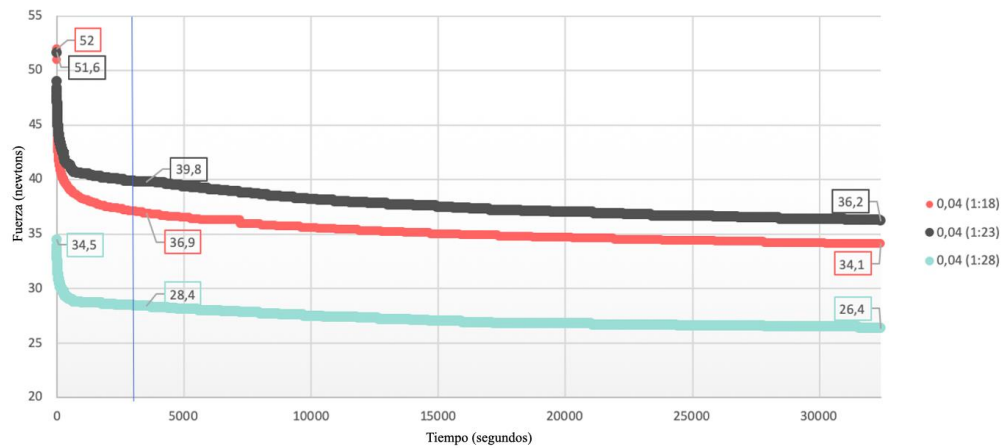


**Gráfica 3 Curva de relajación de esfuerzos espesor 0,035 pulgadas**

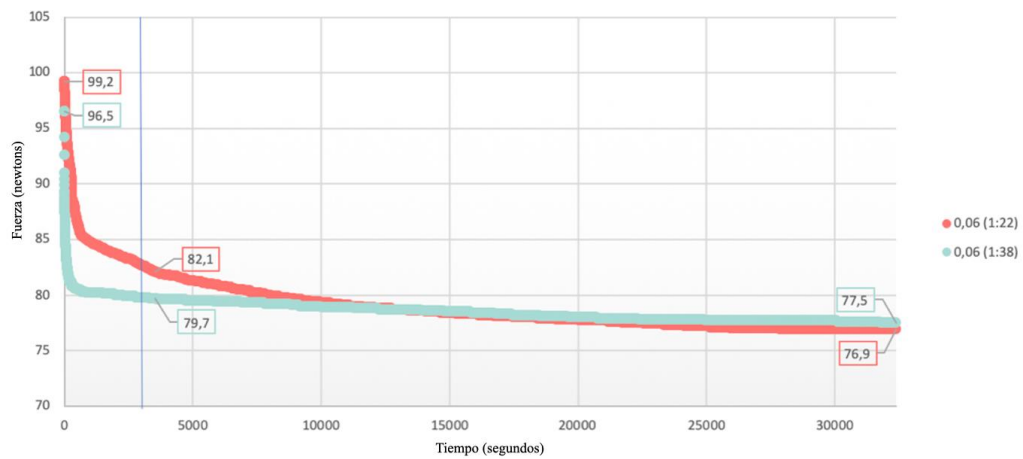




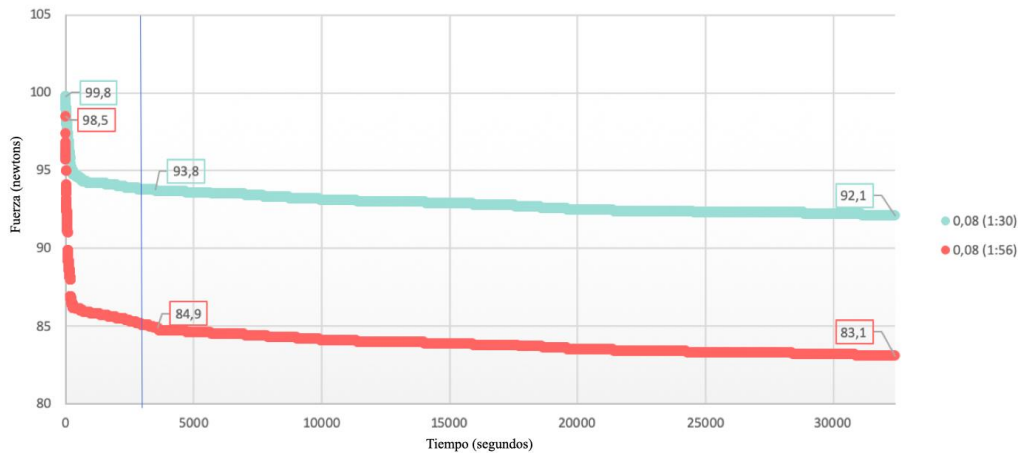
**Gráfica 4 Curva de relajación de esfuerzos espesor 0,04 pulgadas.**



**Gráfica 5 Curva de relajación de esfuerzos 0,06 pulgadas.**



**Gráfica 6 Curva de relajación de esfuerzos 0,08 pulgadas.**

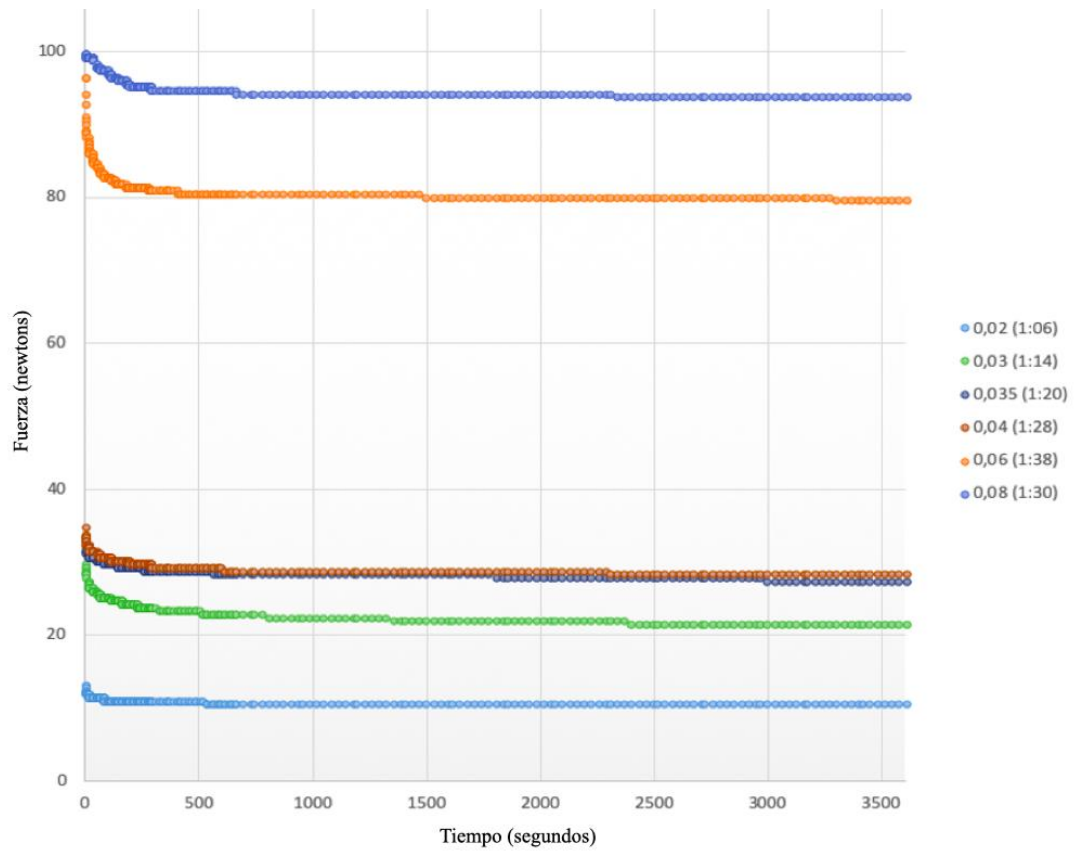


En todas las curvas se evidencia una pendiente negativa bastante marcada al inicio de la prueba, en la primera hora es donde se da la mayor cantidad de pérdida de la fuerza y después de la primera hora se continúa una meseta, con pérdida de la fuerza pero en un porcentaje bajo.

Las probetas que inician y terminan entregando la mayor cantidad de fuerza son: en el espesor de 0,02 pulgadas con un tiempo de 1:07, en el espesor de 0,035 pulgadas con un tiempo de 1:17, en el espesor de 0,04 pulgadas con un tiempo 1:23 fue la que inicia y termina con la mayor cantidad de fuerza, para el espesor de 0,06 con un tiempo de 1:22, espesor de 0,08 con un tiempo de 1:30 (Gráfica 1-6). Para los espesores de 0,03, 0,035, 0,04 pulgadas se evidencia que la probeta que la reducción que esta en el promedio es aquella que inicia y termina con la mayor cantidad de fuerza (Gráfica 2, 3 y 4).

En la Gráfica 7 se comparan las curvas de relajación de esfuerzos de los diferentes espesores, se seleccionaron para realizar esta gráfica aquellos tiempos de calentamiento que nos ofrecen una menor cantidad de pérdida de fuerza inicial. Se observa que a un mayor espesor hay una mayor cantidad de fuerza entregada.

*Gráfica 7 Curva de relajación de esfuerzos para diferentes espesores.*



## Análisis estadístico cambio en el espesor

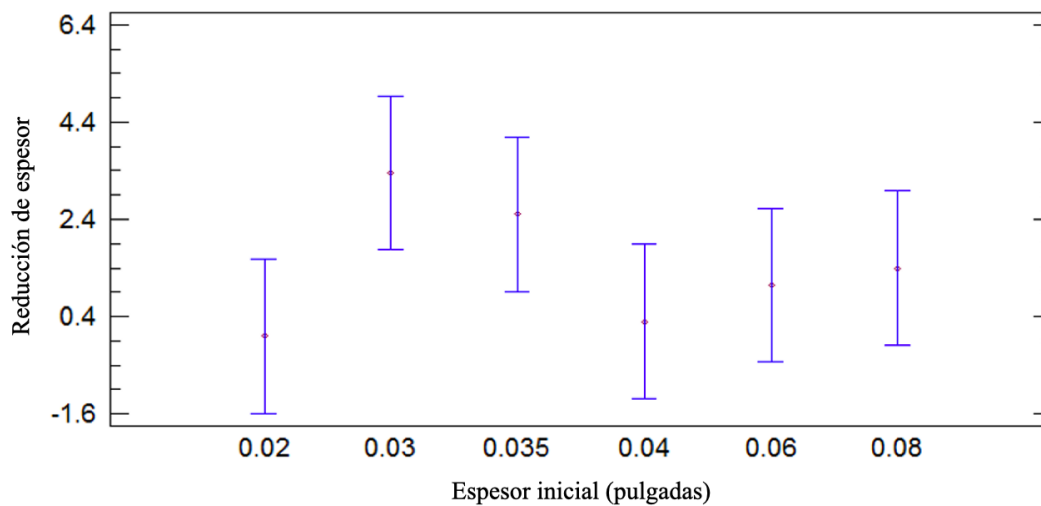
La tabla de datos del cambio de espesor de la placa se ilustra a continuación (Tabla 10). La tabla ANOVA con 95% de confiabilidad para la estimación del cambio porcentual del espesor de acuerdo con los factores experimentales se observa a continuación

**Tabla 10 ANOVA para la reducción porcentual del espesor (95% IC)**

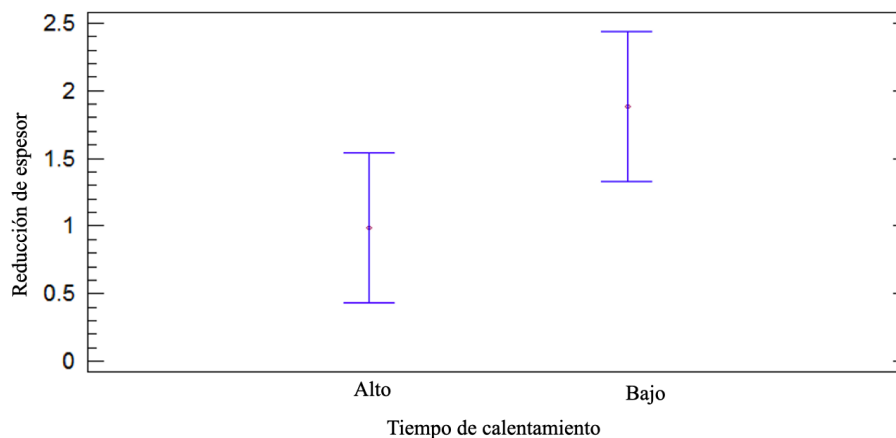
Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Espesor	16,5967	5	3,31933	5.97	0.0360
Tiempo de calentamiento	2,43	1	2,43	5.97	0.0908
Residuos	2,78	5	0,556		
Total	21,8067	11			

Los dos valores P implican que tanto el espesor inicial del polímero es significativo en la reducción porcentual del espesor de lámina pero no el tiempo de calentamiento. Por lo tanto el espesor del polímero afecta significativamente el porcentaje de reducción del espesor después del proceso de termoformado con un p valor de 0,03. Las gráficas de comparación de medias Tukey (95%) se muestran a continuación.

**Gráfica 8 Medias y 95% de Tukey HSD espesor inicial**



**Gráfica 9 Medias y 95% de Tukey HSD tiempo de calentamiento.**



La gráfica 8 ilustra que el espesor inicial de 0.03 pulg presenta reducción porcentual significativa de espesor. Los otros espesores ilustran estadísticamente la misma reducción porcentual. Es necesario aumentar el tamaño de datos experimentales para obtener conclusiones significativas dado que al emplearse una sola medición se pudo obtener un resultado atípico. La gráfica 9 ilustra que no hay diferencia significativa con el tiempo de calentamiento.

Para revisar la variación de espesor en las probetas tipo C se tienen las siguientes tablas de datos. La tabla 11 ANOVA con 95% de confiabilidad para la estimación del cambio porcentual del espesor de acuerdo con los factores experimentales se observa a continuación.

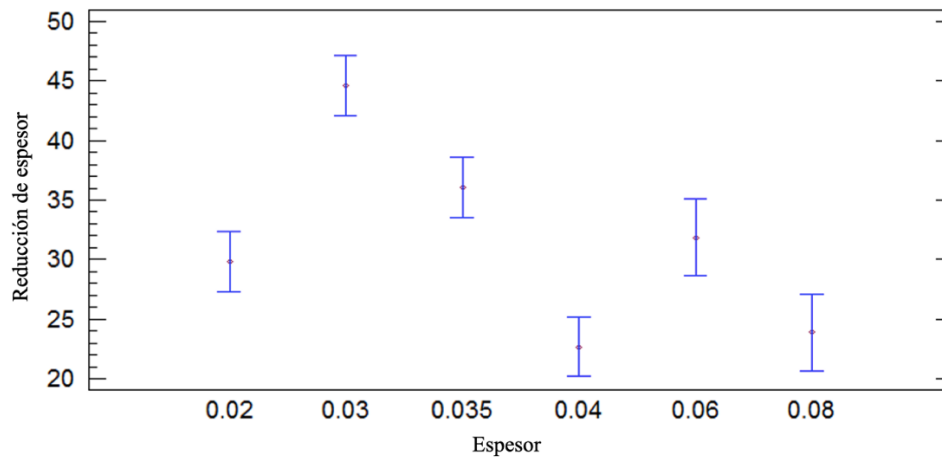
**Tabla 11 ANOVA para la reducción porcentual del espesor (IC 95%)**

Fuente EFECTOS PRINCIPALES	Suma de Cuadrados	Gl	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
A:Espesor	7360.9	5	1472.18	19.07	0.0000
B:Tiempo de calentamiento	1316.78	2	658.388	8.53	0.0004
C:Punto de medición	11326.0	7	1618.0	20.96	0.0000

INTERACCIONES					
AC	5268.3	35	150.523	1.95	0.0076
RESIDUOS	6020.04	78	77.18		
TOTAL (CORREGIDO)	30844.4	127			

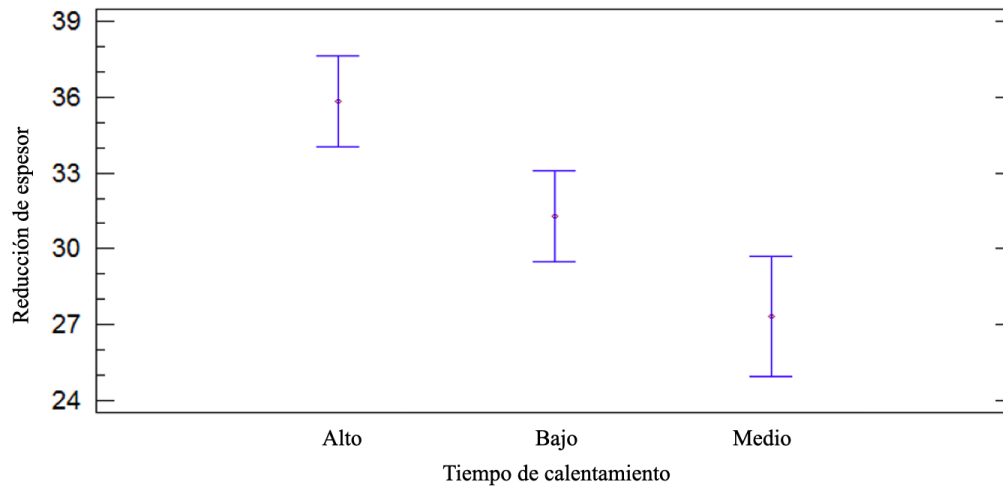
De acuerdo a la tabla ANOVA, tanto el espesor como el tiempo de calentamiento, el punto de medición y la interacción entre el espesor y el punto de medición resultan significativos en la reducción porcentual de espesor. Las gráficas de comparación de medias Tukey (95%) se muestran a continuación.

*Gráfica 10 Medias y 95% de Fisher LSD reducción del espesor inicial.*



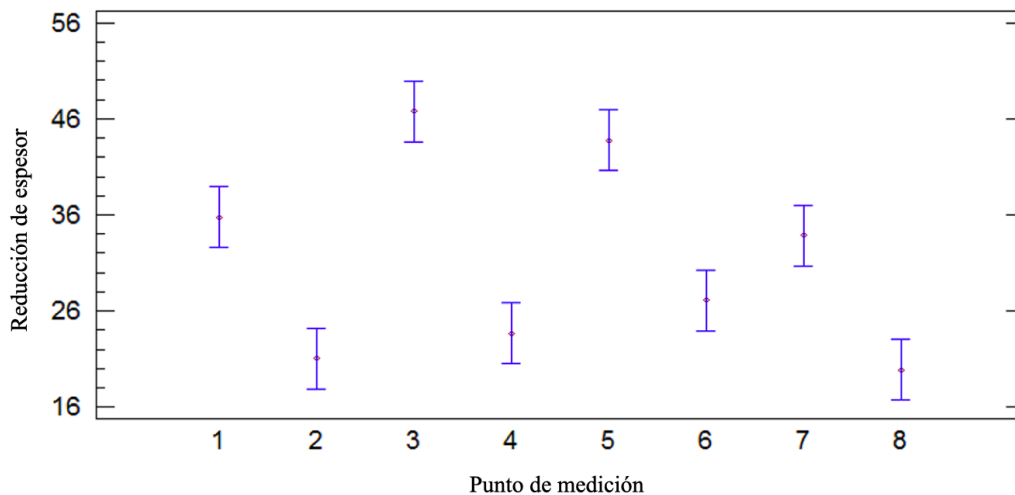
Se observa que el espesor original de 0.03 pulg presenta la mayor reducción porcentual de espesor siendo esta observación consecuente con la realizada en las probetas tipo B. Las menores reducciones de espesor se presentan con espesores iniciales de 0.04 pulg y 0.08 pulg

*Gráfica 11 Medias y 95% de Fisher LSD reducción del espesor inicial.*



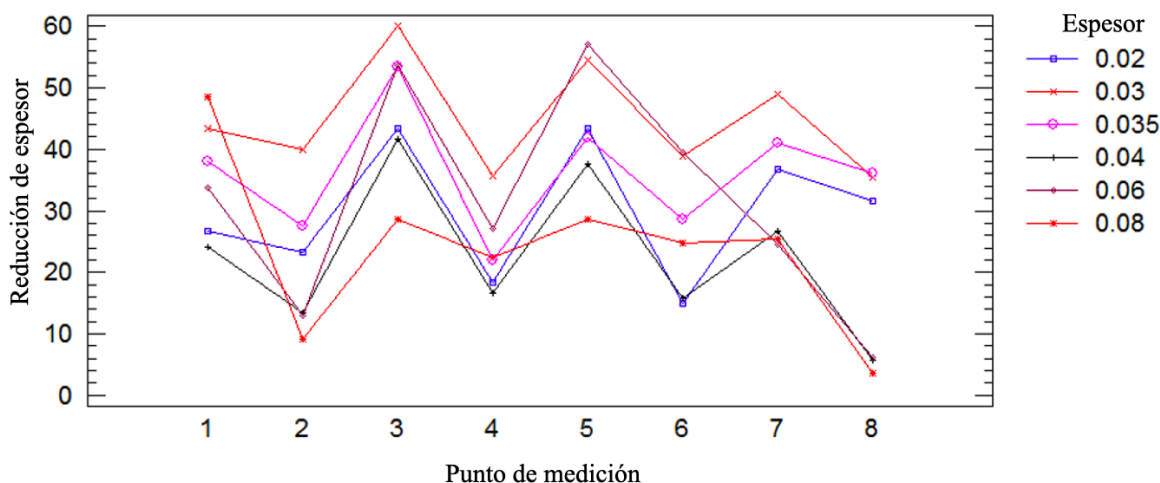
Con respecto al tiempo de calentamiento se establece que a mayor tiempo de calentamiento mayor reducción de espesor, mientras que en tiempos medio y bajo se presentan las menores reducciones de espesor.

*Gráfica 12 Medias y 95% de Fisher LSD punto de medición*



Con respecto al punto de medición las mayores reducciones de espesor se presentaron en las posiciones 3 y 5 mientras que las menores reducciones de espesor se presentaron en las posiciones 2, 4, 6 y 8, siendo estas estadísticamente iguales. La gráfica de interacción entre el espesor inicial y el punto de medición se muestra a continuación

Gráfica 13 Gráfico de interacciones



La gráfica muestra que la mayor reducción de espesor se presenta en la posición 3 con un espesor inicial de 0.03 pulg, mientras que las menores reducciones de espesor se muestra en la posición 8 con espesor de 0.08 pulgadas. En general hay una tendencia a tener una mayor reducción de espesor en las posiciones 3, 5 y 7 para todos los espesores iniciales de polímeros, mientras que hay una tendencia a tener las menores reducciones de espesor en las posiciones 2, 4, 6 y 8 para todos los espesores de polímeros. Si el objetivo del diseño es tener la menor reducción posible se sugiere usar un espesor inicial de 0.04 pulg y un tiempo de termoformación bajo.

### Análisis estadístico relajación de esfuerzos

Se realizó un diseño experimental factorial con tres medidas temporales con fines de generar grados de libertad suficiente para la suma de cuadrados del error. Los resultados se validan con ANOVA y confiabilidad del 95%. A continuación, muestra la tabla de factores y variables de respuesta del experimento. Los tiempos de sostenimiento fueron codificados como 1, 2 y 3 de menor a mayor.

Tabla 12 Reducción de la fuerza para cada espesor y tiempos de calentamiento

Espesor [pulg]	Tiempo
----------------	--------



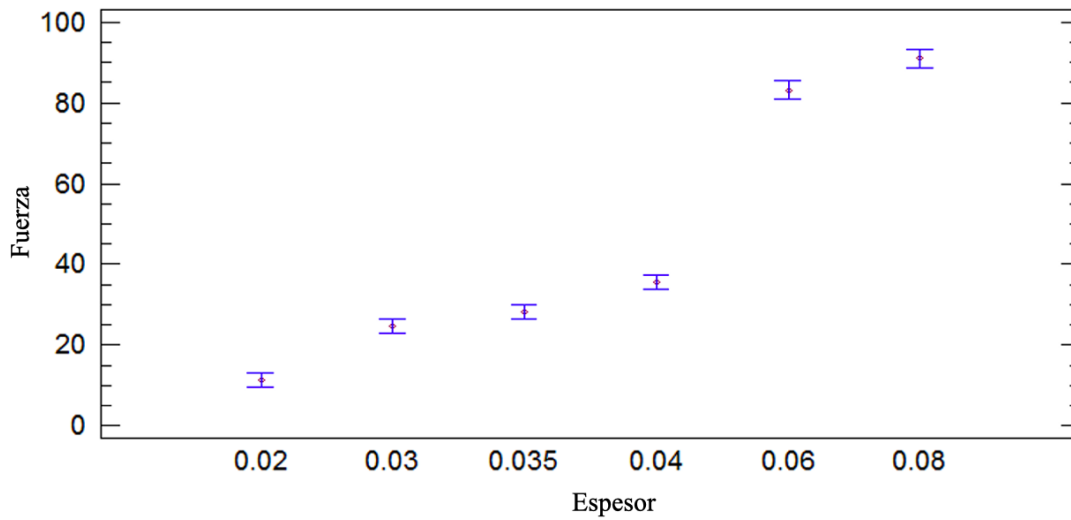
0,02 pulg			0,03 pulg			0,035 pulg			0,04 pulg			0,06 pulg		0,08 pulg		de muestreo [s]
Tiempo de calentamiento [min]																
1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	3	1	3	
10,6	12,7	10,7	28,0	26,0	22,5	24,9	32,8	28,4	38,4	40,6	28,8	84,9	80,2	94,2	85,9	900
10,5	12,5	10,5	27,1	25,2	21,9	24,3	32,2	28,0	37,6	40,2	28,6	83,9	80,1	94,1	85,6	1 800
10,4	12,3	10,3	25,7	24,2	21,3	23,8	31,5	27,5	36,9	39,8	28,4	82,0	79,7	93,7	84,9	3 600

*Tabla 13 ANOVA para la estimación de la fuerza (IC 95%)*

Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
<b>Espesor</b>	33 960,6	5	6792.12	1 078,13	0,0000
<b>Tiempo</b>	252,397	2	126.199	20,03	0,0000
<b>Residuos</b>	251,966	40	6.29991		
<b>Total</b>	36 875,9	47			

La tabla 13 ANOVA con 95% de confiabilidad para la estimación del valor de la fuerza en los tiempos de muestreo seleccionados. Los dos valores P implican que tanto el espesor como el tiempo de termoformado son significativos en la fuerza. Las gráficas de comparación de medias Tukey (95%) se muestra a continuación. La gráfica 14 muestra que a medida que el espesor aumenta, la fuerza que ejerce el polímero en la prueba de relajación también es mayor. Si se compara la reducción de fuerza por la relajación durante la primera hora y las primeras 8 horas como se muestra a continuación, también se verifica que las menores reducciones de fuerza se generan con mayores espesores. Es decir, el espesor resulta significativo en el proceso de relajación de esfuerzos y a mayores espesores la reducción de la fuerza debido al proceso de relajación es menor.

*Gráfica 14 Medias y 95% de Tukey*

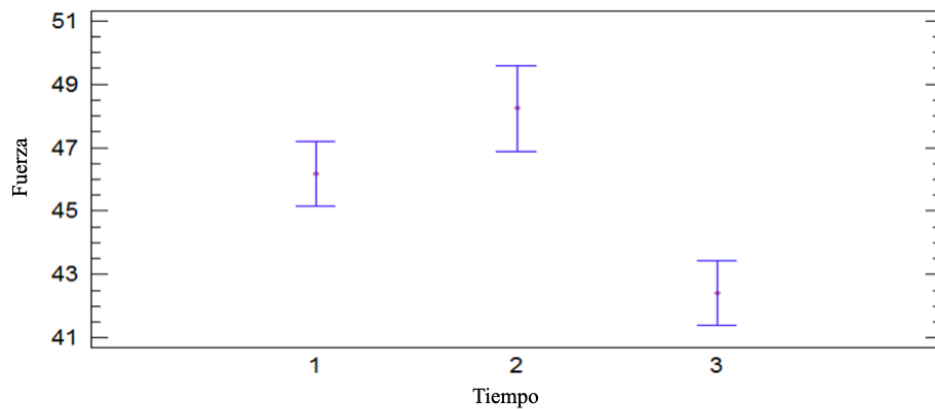


*Tabla 14 Promedio de la reducción de la fuerza*

<b>Espesor [pulg]</b>	<b>Tiempo de calentamiento [min].</b>	<b>Reducción de fuerza durante la primera hora [%N]</b>	<b>Promedio [%]</b>	<b>Reducción de fuerza durante las primeras 8 hora [%N]</b>	<b>Promedio [%]</b>
0,02	1:06	20,6		26,7	
0,02	1:07	24,1	22,4	29,0	28,1
0,02	1:08	22,6		28,6	
0,03	1:10	33,4		42,7	
0,03	1:12	33,9	33,4	44,5	43,3
0,03	1:14	32,8		42,6	
0,35	1:14	26,3		31,9	
0,35	1:17	26,1	23,4	31,9	28,7
0,35	1:20	17,9		22,4	
0,04	1:18	29,0		34,4	
0,04	1:23	22,9	23,2	29,8	29,2
0,04	1:28	17,7		23,5	
0,06	1:22	17,2		22,3	
0,06	1:38	13,9	15,6	16,3	19,3
0,08	1:30	6,1		7,7	
0,08	1:56	13,8	9,95	15,6	11,7

Se observa que el menor promedio de reducción de fuerza debido al fenómeno de relajación de esfuerzo sucede cuando los espesores son mayores y también se verifica que a mayor tiempo de sostenimiento de la deflexión sobre el polímero aumenta el porcentaje de reducción de esfuerzo. Bajo este punto de vista el experimento ilustra que, a mayor espesor mayor fuerza de oposición del polímero y menor reducción de la fuerza por relajación de esfuerzo. Por otra parte, el comportamiento de la fuerza de oposición vs. el tiempo de calentamiento se muestra a continuación

*Gráfica 15 Medias y 95% de Tukey*



La gráfica 15 muestra con confiabilidad de 95% que no hay diferencias significativas entre los tiempos 1 y 2 y el valor de la fuerza de oposición se mantiene constante durante estos dos instantes, no obstante, se observa una diferencia significativa con el tiempo 3 donde hay una clara disminución de la fuerza. Es decir, a mayor tiempo de calentamiento hay un efecto negativo que se refiere a menor oposición de fuerza en el alineador.

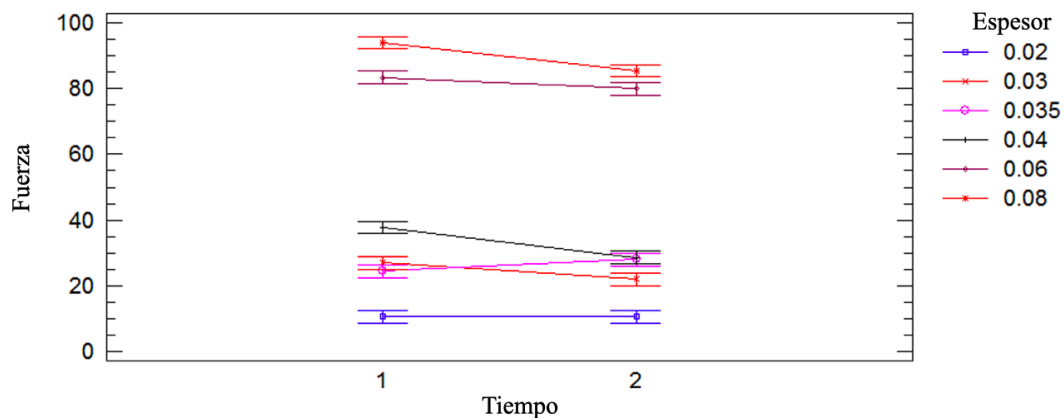
Con fines de corroborar los datos se corrió un nuevo experimento homogéneo donde solo se analizaron los tiempos de calentamiento 1 y 3 (llamados ahora 1 y 2) y verificando si hay interacciones significativas entre el espesor y el tiempo de calentamiento con respecto a la fuerza. El ANOVA experimental con 95% de confianza se muestra a continuación.

*Tabla 15 ANOVA para la estimación de la fuerza (IC 95%)*

Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Espesor	21 805,5	5	4361.11	4 920,86	0,0000
Tiempo	84,0004	1	84,0004	94,78	0,0000
Interacción	120,717	5	24,1434	27,24	0,0000
Residuos	10,635	12	0,88625		
Total	22 020,9	23			

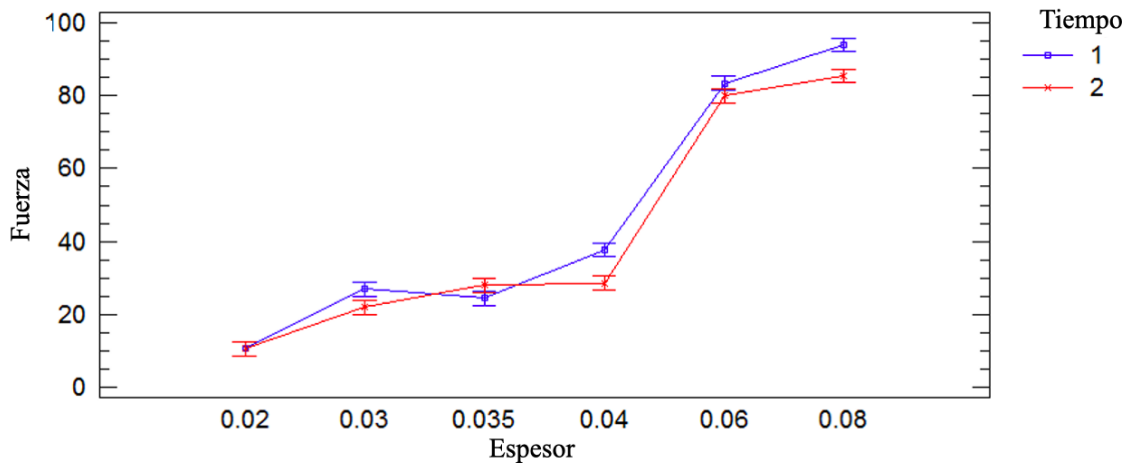
La tabla 15 ANOVA confirma los resultados anteriores y muestra adicionalmente que la interacción entre el espesor y el tiempo de sostenimiento es significativa.

**Gráfica 16 Medias y 95% de Tukey**



La gráfica 16 de interacciones con comparación de medias Tukey (95%) ilustra que a menor espesor, menor fuerza y que a medida que el espesor aumenta, el tiempo de sostenimiento en la termoformadora es significativo, siendo mayor fuerza a tiempo de sostenimiento menor. Hay un dato atípico con el espesor de 0,035 pulg el cual presenta el efecto contrario.

**Gráfica 17 Interacciones y 95% de Tukey**



Esta gráfica de interacciones con comparación de medias Tukey (95%) ilustra el mismo fenómeno, y muestra también el dato atípico del espesor de 0,035 pulg Este valor de espesor debe ser estudiado de manera más profunda.

Se estima entonces que al menor tiempo de sostenimiento mejor el proceso de la fuerza. Se establece un modelo de regresión para la fuerza (F) con respecto al espesor (e) obteniéndose el siguiente resultado

*Tabla 16 Valores P relajación de esfuerzos cada espesor*

Parámetro	Estimado	Error Estadístico		
		Estándar	T	Valor-P
Constante	-168,3	57,5203	-2,9255	0,0087
e	19096	6052,39	3,15511	0,0052
e2	-716135	218160	-3,28261	0,0039
e3	1,1739(10 <sup>7</sup> )	3,2126(10 <sup>6</sup> )	3,6541	0,0017
e4	-6,58444(10 <sup>7</sup> )	1,6496(10 <sup>7</sup> )	-3,99145	0,0008

Debido a que los valores-P son menores a 0,05 todos los coeficientes del polinomio son significativos obteniéndose el modelo

$$F = -168,3 + 19096e - 716135e^2 + 1,1739107e^3 - 6,5844107e^4$$

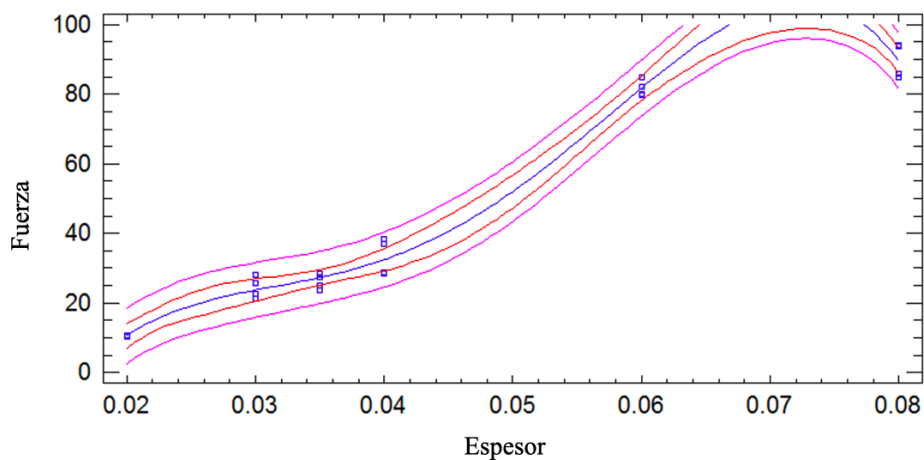
donde F es la fuerza en Newton después de 900 segundos de aplicación y e es el espesor en pulgadas de la placa antes del termoformado. El ANOVA de la regresión se muestra a continuación

*Tabla 17 ANOVA para la estimación del modelo de regresión (IC 95%)*

Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
<b>Modelo</b>	21796,6	4	5449,15	461,57	0,0000
<b>Residual</b>	224,306	19	11,8056		
<b>Falta de Ajuste</b>	8,95366	1	8,95366	0,75	0,3984
<b>Error</b>	215,35	18	11,964		
<b>Total</b>	22020,9	23			

Como el modelo tiene P-valor cercano a cero mientras que la falta de ajuste es mayor que 0,05 se implica que el modelo es adecuado con coeficiente de correlación de 98,98% (valor  $R^2$ ). La gráfica del modelo se observa a continuación. En la gráfica 18 muestra un modelo de predicción de la fuerza entregada para cada uno de los espesores.

*Gráfica 18 Gráfico del modelo ajustado.*



## 8 DISCUSIÓN

### **Cambio en el espesor después del proceso de termoformado**

El presente estudio tuvo como objetivo relacionar el efecto de la termoformación sobre el espesor del material polimérico PET-G usado para alineadores plásticos, confirmando Estudios anteriores demuestran que el grosor es una variable que influye notablemente en la previsibilidad de los tratamientos de ortodoncia con alineadores (44). Identificamos que al realizar el proceso de termoformado existe una reducción de espesor que varía dependiendo el espesor inicial del material empleado, con un p valor de 0,03. Además que dicha reducción se da de forma heterogénea dependiendo la zona del diente, en las caras oclusales y bordes incisales es donde se experimenta una menor reducción, en cambio en las caras vestibulares es donde se dan las mayores reducciones en el espesor. Se encontraron reducciones de desde 6,3% hasta 68,3% (promedio=41,7%) en la cara vestibular de los incisivos y en el borde incisal desde 7,5% hasta 53,3% (promedio=25,5%) y en las caras oclusales desde 3,8% hasta 46,7% (promedio=22,5%). Por lo tanto, estas diferencias parecen estar en un rango clínicamente relevante, lo que podría afectar la previsibilidad del tratamiento. Se observó que el proceso de termoformado afecta significativamente la reducción del espesor del alineador además según la literatura, una reducción del 10% del espesor del material, reduce las fuerzas ejercidas hasta un 30%. (5) Lo anterior implica que los alineadores al tener una reducción del espesor de forma heterogénea en su superficie después del proceso de termoformado, entregarán fuerzas de diferente magnitud en diferentes zonas. Además se debe tener en cuenta que dentro de los factores que alteran la previsibilidad de los movimientos ortodóncicos en los alineadores no solo interviene el grosor si no también el material empleado, el medio oral, las propiedades mecánicas del material como son la fluencia lenta y la relajación de esfuerzos.

La literatura actual reporta que uno de los efectos adversos comunes en los tratamientos con alineadores son las mordidas abiertas posteriores además de que cuando se realiza la etapa de finalización el detallado oclusal perfecto se complica debido a la interposición del material del alineador entre los dientes que están ocluyendo. (64, 65) En el presente estudio se

demuestra que los alineadores eran mas gruesos en las zonas de los bordes incisales y especialmente en las caras oclusales esto es un efecto que complicaría la disminución de la mordida abierta posterior y el detallado oclusal perfecto.

Se debe tener en cuenta que muchas veces para poder realizar pequeños movimientos con los alineadores se pueden usar unas pinzas que tienen como función ejercer una deformación al material que funciona como un attachment, esta deformación hace que el espesor del material nuevamente se altere generando, esto se realiza normalmente en las caras vestibulares de o palatinas de acuerdo al movimiento que se requiera. Se debe tener en cuenta que al ser las superficie vestibular la que sufre una mayor reducción del espesor las múltiples deformaciones con las pinzas podrían afectar negativamente el efecto clínico. (7) Se recomendaría que las áreas de altas tensiones locales pueden incluso engrosarse específicamente para mejorar la rigidez y optimizar los sistemas de fuerza resultantes.

En un estudio realizado en el 2021 presentado por Ihssen et al (5), se evidencia que los valores de reducción del grosor fueron 38–43 % en el borde incisal y 20–25 % en las caras vestibulares. Los clínicos deben conocer que existe disminución del espesor no solo del espesor total si no que esta disminución es heterogénea en toda la superficie, investigaciones recientes aseguran que además dependiendo la altura de los dientes podría existir también un cambio significativo, dado que la altura de la corona varía entre los pacientes, también se debe considerar cuidadosamente que las coronas más altas pueden conducir a valores de espesor reducidos, y viceversa.

Mantovani, et al (61) realizó un estudio donde se evalúa cómo se altera el espesor después del termoformado. Demostró que el espesor del material SmartTrack después del proceso de termoformado tiene cambios de espesor de diferentes magnitudes que van desde 7,4% a 33,4% en diferentes zonas en un mismo alineador, se observaron diferencias estadísticamente significativas para los molares. El grosor inicial es de 0,075 mm. Hicieron una comparación entre incisivos, caninos y molares. En cuanto a los incisivos la cara vestibular tuvo reducciones de 14% a 22,3% y en el borde incisal de 12,4% a 20,6%. Nuestro estudio



concuera con un estudio realizado por Krey y col. donde se reveló una reducción del 50 % del grosor en las zonas vestibulares y palatinas. (6)

### **Relajación de esfuerzos**

Dentro de una de las características propias de los materiales termoplástico es su naturaleza viscoelástica, lo que significa que sufre del fenómeno conocido como relajación de esfuerzo. (1) para evidenciar este fenómeno se realizan curvas que relacionan la fuerza en función del tiempo donde los polímeros exhiben una curva que tiene como característica que dentro de las primeras 8 horas el material tiene una descenso drástico en la fuerza y luego esta disminuye de manera cuasiconstante. (4) Como lo demuestra la literatura actual el termoformado resulta en una reducción significativa de las fuerzas en los polímeros. (49) (34) (54) (55)

Elkholy, et al determinó reducciones de fuerza de hasta un 75% después de provocar deformaciones en las placas. (54) Lombardo reporta que una carga mecánica combinada con al absorción de agua de los alineadores dan como resultado una reducción de la fuerza de hasta un 50% después de 24 h debido a la relajación de esfuerzos. (4)

Lo anterior concuerda con el presente estudio donde se muestran curvas que presentan una pendiente negativa drástica en la primera hora continuando con una meseta. El porcentaje más alto de reducción de fuerza lo presentaron las placas de espesor 0,03 con mas del 30% en solo la primera hora y después de ocho horas de mas de 40%.

## 9 CONCLUSIONES

- Siempre se da una reducción del espesor después de proceso de termoformado. Al comparar los diferentes espesores se observa que el espesor inicial de 0,03 pulg muestra la mayor reducción de espesor, mientras que las menores reducciones se muestra en el espesor de 0.08 pulgadas. El espesor es una variable que influye de forma estadísticamente significativa en el porcentaje de reducción del espesor con un valor p: 0,0000 para las placas tipo C y un valor p de 0,0360 para las placas tipo B con un intervalo de confianza de 95%.
- El tiempo de calentamiento influye en la reducción del espesor después del proceso de termoformado. Es estadísticamente significativo para las placas tipo C donde se obtuvo un valor p de: 0,0000 y para las placas tipo B no es estadísticamente significativo con un valor p de 0,0908.
- En general se observa que en todos los espesores las caras vestibulares de los incisivos y premolares fueron las que presentaron una mayor reducción y las superficies con menor cantidad de reducción del espesor fueron las caras oclusales y los bordes incisales. Esto es estadísticamente significativo un valor p de 0,0000 con un intervalo de confianza de 95%.
- Con respecto al tiempo de calentamiento se establece que a mayor tiempo de calentamiento mayor reducción de espesor, mientras que en tiempos medio y bajo se presentan las menores reducciones de espesor. No hay diferencia estadísticamente significativa cuando cambia el tiempo de calentamiento en la fabricación del alineador con respecto al cambio en el espesor, con un p valor de 0,09.
- En cuanto a la prueba de relajación de esfuerzos se encuentra que el espesor resulta significativo en el proceso de relajación de esfuerzos y a mayores espesores la reducción de la fuerza debido al proceso de relajación es menor.

- En todos los espesores se evidencia una disminución significativa de la fuerza durante un período de 8 horas, teniendo una pérdida drástica en la primera hora y convirtiéndose en una meseta en las siguientes horas. La placa de 0,03 pulgadas de grosor es la que presenta un mayor porcentaje de pérdida de la fuerza, en la primera hora mas del 30% y en las siguientes 8 horas de más del 40%.

## **10 RECOMENDACIONES**

Se requieren más estudios después del envejecimiento in vivo, placas que fueron usadas por pacientes que son expuestas al medio oral donde hay contacto con saliva, temperatura de la cavidad oral envejecimiento para dilucidar el comportamiento real de los alineadores de ortodoncia durante el curso del tratamiento.

Replicar este estudio en otros materiales poliméricos utilizados para la fabricación de alineadores plásticos además del PET-G en los diferentes espesores para poder realizar comparaciones y determinar el material ideal de acuerdo a su comportamiento mecánico en el tiempo.

## 11 REFERENCIAS

1. Zhang N, Bai Y, Ding X, Zhang Y. Preparation and characterization of thermoplastic materials for invisible orthodontics. *Dental materials journal* [Internet]. 2011 [cited 2021 Nov 30];30(6):954–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22123023/>
2. Anusavice, Shen, Rawls. *Phillips' Science of Dental Materials*. 2013.
3. Fang D, Zhang N, Chen H, Bai Y. Dynamic stress relaxation of orthodontic thermoplastic materials in a simulated oral environment. *Dental materials journal* [Internet]. 2013 [cited 2021 Nov 30];32(6):946–51. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24240895/>
4. Lombardo L, Martines E, Mazzanti V, Arreghini A, Mollica F, Siciliani G. Stress relaxation properties of four orthodontic aligner materials: A 24-hour in vitro study. *The Angle orthodontist* [Internet]. 2017 Jan 1 [cited 2021 Nov 30];87(1):11–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27314603/>
5. Ihssen BA, Kerberger R, Rauch N, Drescher D, Becker K. Impact of Dental Model Height on Thermoformed PET-G Aligner Thickness—An In Vitro Micro-CT Study. *Applied Sciences* 2021, Vol 11, Page 6674 [Internet]. 2021 Jul 21 [cited 2021 Nov 30];11(15):6674. Available from: <https://www.mdpi.com/2076-3417/11/15/6674/htm>
6. Ratzmann, Karl-Friedrich Krey, Masoud Behyar, Marcel Hartmann, Frederic Corteville, Anja. Behavior of monolayer and multilayer foils in the aligner thermoforming process | Request PDF. *Journal of aligner orthodontics* [Internet]. 2019 [cited 2021 Nov 30]; Available from: [https://www.researchgate.net/publication/337162051\\_Behavior\\_of\\_monolayer\\_and\\_multilayer\\_foils\\_in\\_the\\_aligner\\_thermoforming\\_process](https://www.researchgate.net/publication/337162051_Behavior_of_monolayer_and_multilayer_foils_in_the_aligner_thermoforming_process)
7. Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL. Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: a systematic review. *The Angle*

- orthodontist [Internet]. 2015 Sep 1 [cited 2021 Nov 30];85(5):881–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25412265/>
8. J A McNamara, K L Kramer, J P Juenker. Invisible retainers - PubMed. *J Clin Orthod* [Internet]. 1985 [cited 2021 Nov 30]; Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3862671/>
  9. Ponitz RJ. Invisible retainers. *American Journal of Orthodontics* [Internet]. 1971 Mar 1 [cited 2021 Nov 30];59(3):266–72. Available from: <http://www.ajodo.org/article/0002941671900996/fulltext>
  10. J J Sheridan, W LeDoux, McMinn. Essix retainers: fabrication and supervision for permanent retention - PubMed [Internet]. 1993 [cited 2021 Nov 30]. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8478438/>
  11. Aristides B Melkos. Advances in digital technology and orthodontics: a reference to the Invisalign method - PubMed. *Med Sci Monit* [Internet]. 2005 May 11 [cited 2021 Nov 30]; Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15874904/>
  12. Weir T. Clear aligners in orthodontic treatment. *Australian Dental Journal* [Internet]. 2017 Mar 1 [cited 2021 Nov 30];62:58–62. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/adj.12480>
  13. Kundal S. Aligners: The Science of Clear Orthodontics. *International Journal of Dental and Medical Specialty*. 2020 Jun 18;7(1).
  14. Zheng M, Liu R, Ni Z, Yu Z. Efficiency, effectiveness and treatment stability of clear aligners: A systematic review and meta-analysis. *Orthodontics & craniofacial research* [Internet]. 2017 Aug 1 [cited 2021 Nov 30];20(3):127–33. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28547915/>
  15. Remensnyder O. A gum-massaging appliance in the treatment of pyorrhea. *Dent Cosmos*. 1926;48:381–4.

16. Kesling HD. The philosophy of the tooth positioning appliance. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*. 1945;31(6):297–304.
17. Hennessy J, Al-Awadhi EA. Clear aligners generations and orthodontic tooth movement. *Journal of Orthodontics* [Internet]. 2016 Jan 8 [cited 2021 Nov 30];43(1):1–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25939782/>
18. Nahoum. The vacuum formed dental contour appliance. 1964;
19. Tiantong Lou, Anthony Mair. An Historical Overview of Clear Aligner Therapy The Evolution of Clear Aligners [Internet]. 2020 [cited 2021 Nov 30]. Available from: <https://www.oralhealthgroup.com/features/an-historical-overview-of-clear-aligner-therapy-the-evolution-of-clear-aligners/>
20. Vanarsdall, Graber. *Ortodoncia principios y técnicas actuales*. 2013.
21. Dowling. *Mechanical Behavior of Materials. A Survey of Engineering Materials*. 2013.
22. Smith W, Hashemi J. *Fundamentos de la Ciencia e Ingeniería de materiales. Materiales poliméricos*. 2014.
23. Askeland D, Phulé P. *Ciencia e Ingeniería de los Materiales. Polímeros*. 2004.
24. Condo' R, Pazzini L, Cerroni L, Pasquantonio G, Lagana' G, Pecora A, et al. Mechanical properties of “two generations” of teeth aligners: Change analysis during oral permanence. *Dental materials journal* [Internet]. 2018 [cited 2021 Nov 30];37(5):835–42. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29998941/>
25. Ryu JH, Kwon JS, Jiang HB, Cha JY, Kim KM. Effects of thermoforming on the physical and mechanical properties of thermoplastic materials for transparent orthodontic aligners. *Korean journal of orthodontics* [Internet]. 2018 Sep 1 [cited 2021 Nov 30];48(5):316–25. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30206530/>
26. Melissa D Shotell. The Proliferation of Clear Aligner Orthodontics: Workflows, Materials, and Designs - PubMed. *Compend Contin Educ Dent* [Internet]. 2020 May

- [cited 2021 Dec 1];340–1. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32551717/>
27. Ahn HW, Kim KA, Kim SH. A new type of clear orthodontic retainer incorporating multi-layer hybrid materials. *Korean Journal of Orthodontics* [Internet]. 2015 Sep 1 [cited 2021 Nov 30];45(5):268. Available from: </pmc/articles/PMC4593872/>
  28. Morton J, Derakhshan M, Kaza S, Li C. Design of the Invisalign system performance. *Seminars in Orthodontics*. 2017 Mar 1;23(1):3–11.
  29. Brantley, Eliades. *Orthodontic Applications of Biomaterials: A Clinical Guide*. 2017.
  30. Sichina WJ. DSC as Problem Solving Tool: Measurement of Percent Crystallinity of Thermoplastics. 2000 [cited 2021 Nov 30]; Available from: [www.perkinelmer.com](http://www.perkinelmer.com).
  31. Alexandros Alexandropoulos, Youssef S Al Jabbari, Spiros Zinelis, Theodore Eliades. Chemical and mechanical characteristics of contemporary thermoplastic orthodontic materials - PubMed. *Aust Orthod J* [Internet]. 2015 Nov 31 [cited 2021 Nov 30]; Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26999889/>
  32. Gardner GD, Dunn WJ, Taloumis L. Wear comparison of thermoplastic materials used for orthodontic retainers. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* [Internet]. 2003 Sep 1 [cited 2021 Nov 30];124(3):294–7. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12970663/>
  33. Ryokawa H, Miyazaki Y, Fujishima A, Miyazaki T, Maki K. The mechanical properties of dental thermoplastic materials in a simulated intraoral environment. <https://doi.org/10.1016/j.odw.2006.03.003> [Internet]. 2019 [cited 2021 Nov 30];65(2):64–72. Available from: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1016/j.odw.2006.03.003>



34. Gerard Bradley T, Teske L, Eliades G, Zinelis S, Eliades T. Do the mechanical and chemical properties of Invisalign™ appliances change after use? A retrieval analysis. *European journal of orthodontics* [Internet]. 2016 Feb 1 [cited 2021 Nov 30];38(1):27–31. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25740599/>
35. Purvesh. *Clear Aligners in Orthodontics, a review*. Guident. 2017.
36. Tartaglia GM, Mapelli A, Maspero C, Santaniello T, Serafin M, Farronato M, et al. Direct 3D Printing of Clear Orthodontic Aligners: Current State and Future Possibilities. *Materials* [Internet]. 2021 Apr 1 [cited 2021 Nov 30];14(7). Available from: [/pmc/articles/PMC8038630/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35038630/)
37. Torassian G, Kau CH, English JD, Powers J, Bussa HI, Salas-Lopez AM, et al. Digital models vs plaster models using alginate and alginate substitute materials. *The Angle orthodontist* [Internet]. 2010 Jul 1 [cited 2021 Nov 30];80(4):662–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20482351/>
38. Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mülhaupt R. Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. *Chemical reviews* [Internet]. 2017 Aug 9 [cited 2021 Nov 30];117(15):10212–90. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28756658/>
39. Edelmann A, English JD, Chen SJ, Kasper FK. Analysis of the thickness of 3-dimensional-printed orthodontic aligners. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* [Internet]. 2020 Nov 1 [cited 2021 Nov 30];158(5):e91–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33131570/>
40. Barone S, Paoli A, Razionale A v., Savignano R. Computational design and engineering of polymeric orthodontic aligners. *International journal for numerical methods in biomedical engineering* [Internet]. 2017 Aug 1 [cited 2021 Nov 30];33(8). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27704706/>

41. Vardimon AD, Robbins D, Brosh T. In-vivo von Mises strains during Invisalign treatment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* [Internet]. 2010 Oct [cited 2021 Nov 30];138(4):399–409. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20889044/>
42. Kravitz ND, Kusnoto B, BeGole E, Obrez A, Agran B. How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* [Internet]. 2009 Jan [cited 2021 Nov 30];135(1):27–35. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19121497/>
43. Baldwin DK, King G, Ramsay DS, Huang G, Bollen AM. Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 3: premolar extraction patients. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* [Internet]. 2008 Jun [cited 2021 Nov 30];133(6):837–45. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18538247/>
44. Kohda N, Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Ahluwalia KS, Mizoguchi I. Effects of mechanical properties of thermoplastic materials on the initial force of thermoplastic appliances. *The Angle orthodontist* [Internet]. 2013 May [cited 2021 Nov 30];83(3):476–83. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23035832/>
45. Gao L, Wichelhaus A. Forces and moments delivered by the PET-G aligner to a maxillary central incisor for palatal tipping and intrusion. *The Angle orthodontist* [Internet]. 2017 Jul 1 [cited 2021 Nov 30];87(4):534–41. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28165289/>

46. Cowley, Mah, O'toole. Systems such as Invisalign The Effect of Gingival-Margin Design on the Retention of Aligners. 2012 [cited 2021 Nov 30]; Available from: [www.clearsmilebraces.com](http://www.clearsmilebraces.com).[www.clearcorrect.com](http://www.clearcorrect.com).†Allesee
47. Orhan C. Tuncay. The Invisalign system. 2006.
48. Brazel C, Rosen S. Fundamental principles of polymeric materials. 2012.
49. Golkhani B, Weber A, Keilig L, Reimann S, Bourauel C. Variation of the modulus of elasticity of aligner foil sheet materials due to thermoforming. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie* [Internet]. 2021 [cited 2021 Nov 30]; Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34414481/>
50. Dalaie K, Fatemi SM, Ghaffari S. Dynamic mechanical and thermal properties of clear aligners after thermoforming and aging. *Progress in orthodontics* [Internet]. 2021 Dec 1 [cited 2021 Nov 30];22(1). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34180030/>
51. Theodore Eliades, William Brantley. *Orthodontic applications of biomaterials : a clinical guide*. Woodhead; 2016.
52. Ihssen BA, Willmann JH, Nimer A, Drescher D. Effect of in vitro aging by water immersion and thermocycling on the mechanical properties of PETG aligner material. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie* [Internet]. 2019 Nov 1 [cited 2021 Nov 30];80(6):292–303. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31578595/>
53. Tamburrino F, D'Antò V, Bucci R, Alessandri-Bonetti G, Barone S, Razionale AV. Mechanical Properties of Thermoplastic Polymers for Aligner Manufacturing: In Vitro Study. *Dentistry Journal* [Internet]. 2020 Jun 1 [cited 2021 Nov 30];8(2). Available from: [/pmc/articles/PMC7345642/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34180030/)

54. Elkholy F, Schmidt S, Amirkhani M, Schmidt F, Lapatki BG. Mechanical Characterization of Thermoplastic Aligner Materials: Recommendations for Test Parameter Standardization. *Journal of Healthcare Engineering*. 2019;2019.
55. Kwon JS, Lee YK, Lim BS, Lim YK. Force delivery properties of thermoplastic orthodontic materials. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics [Internet]. 2008 Feb [cited 2021 Nov 30];133(2):228–34. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18249289/>
56. Dupaix RB, Boyce MC. Finite strain behavior of poly(ethylene terephthalate) (PET) and poly(ethylene terephthalate)-glycol (PETG). *Polymer*. 2005 Jun 17;46(13):4827–38.
57. Abdallah M-N, Lou T, Retrouvey J-M, Suri S. Biomaterials used in orthodontics: brackets, archwires, and clear aligners. *Advanced Dental Biomaterials*. 2019 Jan 1;541–79.
58. Al-Joubori, Hussein Shakir Saleh Al Noor, Sami Kadhum. COMPARISON OF THE HARDNESS AND ELASTIC MODULUS OF DIFFERENT ORTHODONTIC ALIGNERS' MATERIALS. 2018 Oct 3 [cited 2021 Nov 30]; Available from: <https://zenodo.org/record/1443358>
59. Ma YS ong, Fang DY u., Zhang N, Ding XJ ia, Zhang KY a., Bai YX ing. Mechanical Properties of Orthodontic Thermoplastics PETG/ PC2858 after Blending. *The Chinese journal of dental research* : the official journal of the Scientific Section of the Chinese Stomatological Association (CSA). 2016 Mar 1;19(1):43–8.
60. Bucci R, Rongo R, Levatè C, Michelotti A, Barone S, Razionale AV, et al. Thickness of orthodontic clear aligners after thermoforming and after 10 days of intraoral exposure: a prospective clinical study. *Progress in orthodontics* [Internet]. 2019 Dec 1 [cited 2021 Nov 30];20(1). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31495908/>

61. Mantovani E, Parrini S, Coda E, Cugliari G, Scotti N, Pasqualini D, et al. Micro computed tomography evaluation of Invisalign aligner thickness homogeneity. *The Angle Orthodontist* [Internet]. 2021 May 1 [cited 2021 Nov 30];91(3):343. Available from: [/pmc/articles/PMC8084474/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3484474/)
62. Hahn W, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, Zapf A, Kubein-Meesenburg D, et al. Influence of thermoplastic appliance thickness on the magnitude of force delivered to a maxillary central incisor during tipping. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* [Internet]. 2009 [cited 2021 Nov 30];136(1):12.e1-12.e7. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19577136/>
63. Standard Test Methods for Stress Relaxation for Materials and Structures 1. [cited 2021 Dec 1]; Available from: [www.astm.org](http://www.astm.org).
64. Papadimitriou, A.; Mousoulea, S.; Gkantidis, N.; Kloukos, D. Eficacia clínica del tratamiento de ortodoncia Invisalign® : una revisión sistemática. *prog. Ortodoncia*. 2018 , 19 , 37.
65. Grünheid, T.; Gaalaas, S.; Hamdan, H.; Larson, BE Efecto de la terapia con alineadores transparentes en la inclinación bucolingual de los caninos mandibulares y la distancia intercanina. *Ángulo ortodoxo*. 2016 , 86 , 10–16.

## 12 LISTA DE ANEXOS

### *Anexo 1 FORMATO PARA REGISTRO DE MEDIDAS PLACAS TIPO B*

Placas tipo B							
Espesor (pulgadas)	Tiempo de calentamiento (min)	Tiempo de enfriamiento (min)	Presión (Bar)	Puntos de medición			
				1	2	3	4
0,02	0:01:06	1:10	4				
	0:01:08	1:10	4				
0,025	0:01:08	1:10	4				
	0:01:10	1:10	4				
0,03	0:01:10	1:10	4				
	0:01:14	1:10	4				
0,035	0:01:14	1:10	4				
	0:01:20	1:10	4				
0,04	0:01:18	1:10	4				
	0:01:28	1:10	4				
0,08	0:01:30	1:10	4				
	0:01:56	1:10	4				

**Anexo 2 FORMATO PARA REGISTRO DE MEDIDAS PLACAS TIPO C**

Placas tipo C													
Espesor (pulgadas)	Tiempo de calentamiento (min)	Tiempo de enfriamiento (min)	Presión (Bar)	Puntos de medición									
				1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
0,02	0:01:06	1:10	4										
	0:01:07	1:10	4										
	0:01:08	1:10	4										
0,025	0:01:08	1:10	4										
	0:01:09	1:10	4										
	0:01:10	1:10	4										
0,03	0:01:10	1:10	4										
	0:01:12	1:10	4										
	0:01:14	1:10	4										
0,035	0:01:14	1:10	4										
	0:01:17	1:10	4										
	0:01:20	1:10	4										
0,04	0:01:18	1:10	4										
	0:01:23	1:10	4										
	0:01:28	1:10	4										
0,08	0:01:30	1:10	4										
	0:01:43	1:10	4										
	0:01:56	1:10	4										

**Anexo 3 FORMATO PARA PRUEBA RELAJACIÓN DE ESFUERZOS**

PROBETA		Fotografía de la placa utilizada en la prueba
Espesor		
Material	PET-G	
Tiempo de termoformado		
Desplazamiento	1 mm	

PRUEBA DE RELAJACIÓN DE ESFUERZOS (CAMBIO DE LA FUERZA EN EL TIEMPO)			
Horas	Minutos	Segundos	Fuerza (Newtons)
0	0	0	
0	0	1	
0	0	2	
0	0	3	
0	0	4	
0	0	5	
0	0	6	
0	0	7	
0	0	8	
0	0	9	
0	0	10	
0	0	11	
0	0	12	
0	0	13	
0	0	14	
0	0	15	
0	0	16	
0	0	17	
0	0	18	
0	0	19	
0	0	20	





