



EFFECTO DEL TERMOFORMADO SOBRE LA DEFORMACIÓN EN POSICIONES
DENTALES DE ALINEADORES PLÁSTICOS USADOS EN ORTODONCIA

JUAN DAVID ÁLVAREZ CASTRO

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES
FACULTAD DE INGENIERÍA
MAESTRÍA EN INGENIERÍA
MANIZALES
2022

EFFECTO DEL TERMOFORMADO SOBRE LA DEFORMACIÓN EN POSICIONES
DENTALES DE ALINEADORES PLÁSTICOS USADOS EN ORTODONCIA

JUAN DAVID ÁLVAREZ CASTRO

Proyecto de grado para optar al título de Magister en Ingeniería

Director: Prof. CÉSAR AUGUSTO ÁLVAREZ VARGAS

Departamento de Mecánica y Producción

Email: dekinov@autonoma.edu.co

Codirectora: Prof. Yenny Marcela Orozco Ocampo

Departamento de Mecánica y Producción

Email: yorozco@autonoma.edu.co

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES

FACULTAD DE INGENIERÍA

MAESTRÍA EN INGENIERÍA

MANIZALES

2022

DEDICATORIA

A mis padres Patricia y Juan Carlos

Y a mis hermanos Sandra, Juan Felipe y Juan Carlos

AGRADECIMIENTOS

Al equipo de ingenieros César Augusto Álvarez y Yenny Marcela Orozco por compartir sus aprendizajes como mentores de esta investigación y por su entera disposición.

A mi familia por haberme impulsado a iniciar este proceso.

TABLA DE CONTENIDO

1	PRESENTACIÓN	15
2	ANTECEDENTES DE TERMOFORMADO.....	17
3	ÁREA PROBLEMÁTICA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	28
4	JUSTIFICACIÓN.....	35
5	REFERENTE TEÓRICO	37
5.1	CLASIFICACIÓN GENERAL DE LOS POLÍMEROS	37
5.1.1	Elastómeros	37
5.1.2	Polímeros Termoestables.....	37
5.1.3	Polímeros Termoplásticos	38
5.2	PROPIEDADES DE LOS POLÍMEROS	38
5.2.1	Propiedades Mecánicas.....	38
5.2.2	Propiedades Físicas	39
5.3	TERMOFORMADO	40
5.3.1	Tipos de termoformado	41
6	OBJETIVOS.....	45
6.1	OBJETIVO GENERAL	45
6.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	45
7	METODOLOGÍA	46
7.1	HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN	46
7.2	ENFOQUE Y TIPO DE ESTUDIO	46

7.3 PASOS METODOLÓGICOS PARA EL CUMPLIMIENTO DE LOS OBJETIVOS ESPECÍFICOS	47
7.3.1 Planteamiento Del Diseño Experimental Para El Proceso Metodológico Del Objetivo 1.....	47
7.4 TERMOFORMADO DE LOS ALINEADORES PET-G	49
7.5 MONTAJE EXPERIMENTAL	52
8 ANÁLISIS DE RESULTADOS	60
8.1 ANÁLISIS DE VARIABLES GEOMÉTRICAS	60
8.1.1 Validación De Supuestos: Espesor Final.....	61
8.1.2 Validación De Supuestos: Deformación.....	67
8.2 ANÁLISIS DE CORRELACIÓN DE LAS VARIABLES IDENTIFICADAS	73
8.2.1 Modelo 1. Espesor Final Como Variable Dependiente	73
8.2.2 Modelo 2. Deformación Como Variable Dependiente.....	75
9 CONCLUSIONES.....	77
10 RECOMENDACIONES / LIMITACIONES.....	78
11 REFERENCIAS	79
12 ANEXOS.....	88

LISTA DE TABLAS

Tabla 2.1 Antecedentes del proceso de termoformado y propiedades mecánicas de los alineadores plásticos	17
Tabla 4.1 Aplicaciones del estudio del efecto de la termoformado en alineadores plásticos	36
Tabla 5.1 Valores de propiedades térmicas para materiales seleccionados a temperatura ambiente [62]	40
Tabla 7.1 Unidades de medida de los factores de entrada y de observación seleccionados	48
Tabla 7.2 Equipos utilizados la experimentación	49
Tabla 7.3 Especificaciones de la termoformación según el tipo de material	50
Tabla 8.1 Prueba de normalidad – Espesor final	62
Tabla 8.2 Valores extremos prueba de normalidad – Espesor final	62
Tabla 8.3 Prueba de Levene – Espesor final	64
Tabla 8.4 Prueba de efectos inter-sujetos	65
Tabla 8.5 Prueba de significancia Turkey y Duncan – Espesor final.....	66
Tabla 8.6 Prueba de normalidad – Deformación	67
Tabla 8.7 Valores extremos prueba de normalidad – Deformación Euler Almansi.....	68
Tabla 8.8 Prueba de Levene – Deformación Euler Almansi	70
Tabla 8.9 Prueba de efectos inter-sujetos – Deformación Euler Almansi.....	71

Tabla 8.10 Prueba de significancia Turkey y Duncan – Deformación Euler - Almansi	72
Tabla 8.11 Coeficientes – Espesor final	74
Tabla 8.12 Resumen del modelo 1	75
Tabla 8.13 Coeficientes – Deformación	75
Tabla 8.14 Resumen del modelo 2	76

LISTA DE FIGURAS

Figura 3.1 Esquema del proceso de termoformado A) Fijación de la lámina de polímero y posicionamiento del modelo impreso. B) Calentamiento para llevar el polímero a la temperatura de trabajo. C) Desplazamiento de la lámina deformada y formación del alineador sobre el modelo por presión de vacío [2].....	29
Figura 3.2 Relajación de Esfuerzo (MPa) en función del Módulo de Elasticidad (MPa) [2]	31
Figura 3.3 Módulo de Elasticidad (MPa) en función de la Dureza (Hv) [2]	32
Figura 3.4 Relajación de Esfuerzo (MPa) en función de la dureza (Hv) [2]	33
Figura 5.1 Relación de las propiedades mecánicas de los termoplásticos representadas como resistencia a la deformación, como función de la temperatura para un termoplástico amorfo, uno 100% cristalino (teórico) y otro cristalizado en forma parcial [62]	39
Figura 5.2 Termoformado mecánico: 1) hoja calentada sobre un molde negativo y 2) molde cerrado para dar forma a la hoja [63]	42
Figura 5.3 Termoformado al vacío. 1) se suaviza la hoja de plástico con calentamiento; 2) la lámina suavizada se ubica sobre una cavidad de molde cóncava; 3) se genera un vacío inducido; y 4) el plástico se endurece al contacto con la superficie fría del molde [63].....	43
Figura 5.4 Termoformado a presión. La secuencia es similar a la de la figura 2; la diferencia está en que: 2) la hoja se coloca sobre la cavidad de un molde y 3) una presión positiva fuerza la hoja hacia la cavidad [63]	43
Figura 7.1 Puntos de medición de variables de respuesta geométricas	48
Figura 7.2 Modelo de lámina acrílica.....	50

Figura 7.3 Lámina demarcada con cuadrícula.....	51
Figura 7.4 Lámina termoformada.....	51
Figura 7.5 Alineador dental termoformado	52
Figura 7.6 Placas termoformadas de 1,02 mm	53
Figura 7.7 Puntos de medición en el arco dental de los alineadores termoformados.....	53
Figura 7.8 Calibrador digital modificado con inserción en las mordazas para medidas internas	54
Figura 7.9 Medición de la longitud final para la deformación de la lámina.....	54
Figura 7.10 Calibración del microscopio digital PCE WSM 100	55
Figura 7.11 Medida molar – Alineador 1; espesor inicial 0,76 mm.....	55
Figura 7.12 Medida premolar – Alineador 1; espesor inicial 0,76 mm.....	56
Figura 7.13 Medida canino – Alineador 1; espesor inicial 0,76 mm.....	56
Figura 7.14 Medida incisivo – Alineador 1; espesor inicial 0,76 mm.....	57
Figura 7.15 Medida molar – Alineador 1; espesor inicial 1,02 mm.....	57
Figura 7.16 Medida premolar – Alineador 1; espesor inicial 1,02 mm.....	58
Figura 7.17 Medida canino – Alineador 1; espesor inicial 1,02 mm.....	58
Figura 7.18 Medida incisivo – Alineador 1; espesor inicial 1,02 mm.....	58
Figura 8.1 Gráfico Q-Q normal – Espesor final	62

Figura 8.2 Comparación de distribución de espesor final entre dientes.....	63
Figura 8.3 Medidas marginales estimadas de espesor final	65
Figura 8.4 Gráfico Q-Q – Deformación Euler Almansi	67
Figura 8.5 Gráfico de cajas y bigotes – Deformación Euler Almansi	68
Figura 8.6 Comparación de distribución de deformación de Euler – Almansi entre dientes	69
Figura 8.7 Medidas marginales estimadas de deformación de Euler – Almansi.....	71

LISTA DE ANEXOS

Anexo A Medidas experimentales de espesor y longitud final	88
Anexo B Cálculo de la deformación (molar) bajo los 4 modelos propuestos	89
Anexo C Cálculo de la deformación (premolar) bajo los 4 modelos propuestos.....	90
Anexo D Cálculo de la deformación (canino) bajo los 4 modelos propuestos	91
Anexo E Cálculo de la deformación (incisivo) bajo los 4 modelos propuestos	92

RESUMEN

Objetivo: Determinar la influencia del termoformado sobre las deformaciones de un alineador dental.

Metodología: El presente proyecto de investigación plantea un tipo de estudio descriptivo – correlacional con un diseño metodológico experimental, en el análisis de las variables geométricas que influyen en el desempeño clínico de alineadores dentales de PET – G. Para lo cual se termoformaron 20 alineadores PET-G a presión positiva con un espesor inicial de 0,76 mm y 1,02mm, los cuales mediante un calibrador digital modificado, microscopio digital PCE WSM 10 y software ProScope permitieron determinar las medidas de las deformaciones sobre el alineador según del método propuesto. Los resultados obtenidos, fueron validados bajo una análisis estadístico en el software SPSS v. 26 como la formulación de ecuaciones para la correlación de las deformaciones sobre las posiciones dentadas.

Resultados: modelación de ecuaciones para las dos variables dependientes espesor y deformación, con valores de aceptación del 57,1% y 42,7% respectivamente. Los valores mínimos de espesor final y máximos de deformación se obtuvieron con muestras de espesor inicial de 1,02mm. La mayor de deformación se obtuvo con una muestra del canino con valor de 7,786mm para un espesor de 1,02mm. En contraste, la medida con menor espesor final para los 4 tipos de dientes descritos se obtuvo con una muestra del primer incisivo 0,45mm para un espesor inicial de 1,02mm, representando una reducción del 44% de su espesor.

Palabras Clave: Termoformado, alineadores dentales, deformación, espesor

ABSTRACT

Objective: To determine the influence of thermoforming on the deformations of a dental aligner.

Methodology: This research project proposes a type of descriptive - correlational study with an experimental methodological design, in the analysis of the geometric variables that influence the clinical performance of PET - G dental aligners. For which 20 PET-G aligners were thermoformed at positive pressure with an initial thickness of 0.76 mm and 1.02 mm, which by means of a modified digital caliper, PCE WSM 10 digital microscope and ProScope software allowed to determine the measurements of the deformations on the aligner according to the proposed method. The results obtained were validated under a statistical analysis in the SPSS v. 26 as the formulation of equations for the correlation of the deformations on the tooth positions.

Results: modeling of equations for the two dependent variables thickness and deformation, with acceptance values of 57.1% and 42.7% respectively. The minimum final thickness and maximum deformation values were obtained with samples with an initial thickness of 1.02mm. The greatest deformation was obtained with a sample of the canine with a value of 7.786mm for a thickness of 1.02mm. In contrast, the measurement with the lowest final thickness for the 4 types of teeth described was obtained with a 0.45mm sample of the first incisor for an initial thickness of 1.02mm, representing a 44% reduction in thickness.

Keywords: Thermoforming, dental aligners, deformation, thickness

1 PRESENTACIÓN

El termoformado es uno de los procesos de mayor crecimiento en la industria dadas sus ventajas económicas y la mejora de las variables de proceso. Todo esto ha permitido alcanzar una amplia gama de piezas con una mejor calidad y aplicación. Así mismo, este proceso implica un estado tridimensional de deformaciones en un material presumiblemente viscoelástico, con respecto a las condiciones del proceso y geometrías muy complejas. Cada paso del proceso debe ser analizado particularmente y solo los procesos de conformación pueden tener múltiples grupos de variables involucradas, dependiendo de la técnica específica utilizada. A pesar de todas estas dificultades, los beneficios de comprender y predecir de qué manera pueden verse afectadas las propiedades finales de una pieza termoformada son evidentes cuando se modifican algunos parámetros específicos en el moldeo.

Dentro de las aplicaciones del proceso de termoformado en la industria se encuentra la fabricación de alineadores plásticos para el tratamiento de ortodoncia. Este proceso se basa en el uso de impresión 3D obtenida mediante un escáner intraoral del paciente o un modelo dental en yeso. A partir del modelo, el software de planificación define la secuencia de movimientos necesarios en el alineador para obtener la geometría oral deseada. Cada avance del proceso se transforma en un dispositivo físico (alineador), por medio de un modelo impreso en 3D en el que una lámina polimérica es termoformada. No obstante, los alineadores fabricados pueden tener limitaciones inherentes tales como inestabilidad dimensional (cambio de espesor), deformación por fluencia lenta (creep), relajación de esfuerzos, baja dureza, lo cual está asociado a las características de los materiales y/o los procesos de fabricación.

Los rendimientos mecánicos del material termoplástico del alineador ejercen un papel crítico; en el desarrollo de fuerzas ortodónticas continuas capaces de producir los resultados deseados. Dado que los alineadores se comportan como un sólido viscoelástico o viscoplástico y que bajo condiciones específicas de fuerza su comportamiento varía

considerablemente con el tiempo, incluso si la dentadura no se ha desplazado. Bajo esfuerzo constante, la deformación de un material viscoelástico aumenta con el tiempo y en constante deformación su carga disminuye; por ende, la relajación de esfuerzo y la fluencia lenta son propiedades de estudio en estos dispositivos. En contraste, en los alineadores fijos las fuerzas ejercidas dependen de la tensión del alambre, lo que les permite ejercer una fuerza relativamente constante hasta que los dientes se desplazan y cambian su dirección.

En cuanto al proceso de termoformado existe una correlación entre las características y/o propiedades de la lámina polimérica y el control de las variables de proceso, debido a que el termoformado comprende una serie de variables tales como; temperatura, presión y tiempo de termoformado, que al no ser controladas idóneamente generan un impacto negativo en el alineador. Obteniendo una pieza que no cumple con los parámetros de estabilidad dimensional, transparencia, dureza y resistencia al desgaste para proporcionar una alta eficiencia en el tratamiento ortodóntico.

El presente proyecto de investigación se enfoca en estudiar el efecto del termoformado sobre las características geométricas de láminas de PET-G (tereftalato de polietileno + glicol) utilizadas para la fabricación de alineadores dentales plásticos, con el fin de determinar los parámetros de operación que permitan aumentar la eficiencia del alineador en el tratamiento y optimizar tiempos. Identificando la relación existente entre la geometría y el termoformado, de tal forma que se logre cuantificar las deformaciones del alineador y desde este punto de vista, comprender el comportamiento mecánico del dispositivo.

2 ANTECEDENTES DE TERMOFORMADO

En la Tabla 2.1 se presentan los aportes científicos sobre el modelamiento de polímeros en el proceso de termoformado, así como estudios sobre el análisis de las propiedades mecánicas de los alineadores plásticos durante el tratamiento de ortodoncia.

Tabla 2.1 Antecedentes del proceso de termoformado y propiedades mecánicas de los alineadores plásticos

No.	Resumen del estudio	Autores	Consideraciones
1	Reducción del tiempo del ciclo de calentamiento por infrarrojos en el procesamiento de compuestos termoplásticos. Los siguientes parámetros se variaron para obtener las condiciones óptimas del proceso (i) potencia del calentador; (ii) distancia del calentador al compuesto; (iii) espesor del compuesto; (iv) grado de sobredimensionamiento del área del calentador en comparación con el área de la superficie del compuesto; y (v) calentamiento de una o dos caras [36].	Sweeney et al. [1995]	-Se utiliza un modelo matemático para predecir la distribución de la temperatura transitoria a través del espesor las láminas de fibra de carbono reforzadas con polímero (APC-2) durante el calentamiento. -La reducción de la distancia del calentador al compuesto, aumenta la estabilidad de la temperatura del compuesto. -Los calentadores orientados hacia arriba producen una distribución de temperatura más uniforme a través de la superficie del panel que los calentadores orientados hacia abajo.
2	Formulación de un modelo computacional para mejorar la comprensión del proceso de termoformado. El fundamento físico del modelo se basa en las leyes constitutivas de varios materiales poliméricos (PP, PS, PMMA / ABS) bajo grandes deformaciones y tasas de deformación, asumiendo un comportamiento viscoelástico y propiedades mecánicas dependientes de la temperatura [31].	Bourgin et al. [1995]	-Las pruebas de tracción se llevan a cabo en un dispositivo Instron servohidráulico, y la deformación de la muestra se mide en línea mediante una cámara CCD. -La identificación de los parámetros se lleva a cabo utilizando un comportamiento de tracción teórico incompresible para varios modelos. -El estiramiento de la lámina de plástico en condiciones isotérmicas se formula utilizando análisis por elementos finitos.
3	Análisis de los efectos del envejecimiento sobre la estabilidad dimensional de dos tipos de alineadores bucales, termoformados al vacío y a presión [54].	Waked et al. [2002]	-La mayor parte del cambio dimensional para todos los alineadores bucales ocurrió en la región del incisivo central.

			-Los especímenes termoformados a presión presentaron un rango mínimo de cambios en la región del incisivo central.
4	Warby et. al. abordan el problema del modelado y la simulación de elementos finitos de los procesos de termoformado para láminas poliméricas a diferentes temperaturas y regímenes de carga. En particular, se describen el proceso de formación de vacío para láminas a temperaturas de aproximadamente 200°C y el proceso de Niebling para láminas a temperatura de 100°C con cargas de alta presión [28].	Warby et al. [2003]	- Las fases calentamiento y del proceso de termoformado, no son modeladas. Por ende, no se conoce si alguna de estas fases tiene un efecto en la estructura poliméricas una vez que la fase (c) ha sido modelada efectivamente.
5	Comparación del desgaste de tres materiales termoplásticos; C+, Invisacrly C y TR, mediante el uso de un dispositivo de desgaste simulado para veinte especímenes durante 1 000 ciclos [40].	Gardner et al. [2003]	-El análisis de varianza unidireccional detectó una diferencia significativa entre los grupos (P <,001). El material TR, un copolímero de polietileno tereftalato glicol (PET-G), demostró una mayor resistencia al desgaste que los otros dos materiales.
6	Modelado por elementos finitos del proceso de termoformado para láminas poliméricas. A partir de datos de pruebas de materiales, se establece una ecuación constitutiva elástica/plástica válida para grandes deformaciones y una deformación restringida en la que hay contacto de fricción entre la lámina polimérica y una superficie restrictiva (la superficie del molde); se simula la distribución del grosor de la lámina [53].	Jiang et al. [2003]	-Los cálculos del modelo presentados predicen en gran medida la forma real y la distribución del grosor de la pieza termoformada. -Existe una serie de supuestos e incertidumbres en el modelo matemático que generan un margen de error.
7	Estudio de la estructura de los alineadores Invisalign después de su exposición intraoral, y caracterización cualitativa y cuantitativamente de las sustancias lixiviadas de los alineadores después del envejecimiento in vitro acelerado [47].	Schuster et al. [2004]	-Aumento significativo en la rigidez del alineador después del desgaste intraoral, lo que se atribuye al efecto de las fuerzas de masticación y las enzimas salivales.
8	Desarrollo de un equipo para medir el comportamiento viscoelástico biaxial de los termoplásticos a temperaturas elevadas [27].	Hummel & Nied [2004]	-La relación de tensión vs deformación no lineal del material se midió experimentalmente a diversas temperaturas por encima de la temperatura de transición vítrea.

			-Los resultados se correlacionaron con un modelo de material viscoelástico separable en el tiempo y la deformación.
9	Se realizaron experimentos de compresión de cepas uniaxiales y planas en el poli (tereftalato de etileno) amorfo (PET) y poli (tereftalato de etileno) - glicol (PET-G) en un amplio rango de temperaturas (25°C–110°C) y tasas de deformación (0,005 s ⁻¹ –1.0 s ⁻¹) [46].	Dupaix & Boyce [2005]	-Cuando se remueve la carga, el PET-G exhibe una recuperación elástica extensa, mientras que el PET exhibe una recuperación relativamente pequeña, lo que sugiere que la cristalización ocurre (o continúa desarrollándose) después de que cesa la carga activa y la recuperación comienza, bloqueando gran parte de la deformación en el PET.
10	Evaluación de las propiedades mecánicas de ocho materiales termoplásticos en un entorno intraoral simulado. Mediante, 1. Prueba de absorción de agua durante 2 semanas; 2. Prueba de cambio de espesor con termoformado y absorción de agua. 3. Pruebas de tracción a temperatura ambiente (23°C) y en un entorno intraoral simulado (37°C) [24].	Ryokawa et al. [2006]	-Los cambios en el espesor oscilaron entre 74,9% y 92,6% en comparación con los especímenes, antes del termoformado. -La absorción de agua aumentó con el tiempo en los termoplásticos: PUR, PETG, A+, PC, EVA, PP, C+, PE, respectivamente. -Los módulos elásticos del PC, el PET.G y el A+ en el entorno intraoral simulado mostraron aumentos significativos en las hojas originales; en contraste el PP, el C+, el PE y el EVA se redujeron significativamente.
11	Evaluación de los impactos de la calidad de vida en pacientes con alineadores Invisalign y alineadores fijos. Por medio, de un estudio prospectivo de cohorte longitudinal con 60 pacientes adultos de ortodoncia (33 con alineadores Invisalign y 27 con alineadores fijos) [33].	Miller et al. [2007]	-El grupo de pacientes Invisalign registró menos impacto en cada sub-escala de calidad de vida evaluada: 1. Funcional. 2. Psicosocial 3. Relacionada con el dolor local.
12	Evaluación de las propiedades de los materiales de ortodoncia con recubrimiento termoplástico y determinación de los cambios en las propiedades de la administración de la fuerza después del ciclo de carga repetido [49].	Kwon et al. [2008]	-El material de capa delgada (0,508 mm) ejerce mayor resistencia que los materiales gruesos (0,762 o 1,016 mm, P<,01) de la misma marca.

13	Análisis de las fuerzas suministradas por dos alineadores termoplásticos fabricados de 2 materiales y 2 espesores diferentes; Erkodur (1,0 mm - 0,8 mm) y Biolon (1,0 mm - 0,75 mm) en un incisivo central superior durante la inclinación [50].	Hahn et al. [2009]	-Las fuerzas aplicadas fueron superiores en comparación con las establecidas como ideales en la literatura. -El grosor del proceso de termoformado influye en la magnitud de la fuerza entregada por el alineador.
14	Estudio clínico prospectivo de la eficacia del movimiento dental con alineadores de poliuretano removibles (Invisaling). La cantidad de movimiento dental predicha se comparó con la cantidad alcanzada después del tratamiento. Los tipos de movimientos estudiados fueron expansión, constricción, intrusión, extrusión, punta mesiodistal, punta labiolingual y rotación [58].	Kravitz et al. [2009]	-Existen limitaciones en la configuración del sistema de fuerzas complejas, como movimientos de rotación e inclinación de premolares y caninos, así como el movimiento dental en cuerpo. - La precisión media del movimiento dental con Invisalign fue del 41%. El movimiento más preciso fue la constricción lingual (47,1%), y el movimiento menos preciso fue la extrusión (29,6%).
15	Estudio sobre el control de la potencia del calentador y el tiempo de calentamiento para el termoformado. Se deriva una solución analítica para simular la etapa de almacenamiento y se investiga un método de control para un termoformado exitoso utilizando la potencia del calentador y el tiempo de calentamiento [23].	Zhen-Zhe et al. [2010]	-La uniformidad de la lámina termoformada depende de la distribución de la temperatura en el precalentamiento. -Se tiene en cuenta la transferencia de calor a través del grosor de la lámina y la temperatura ambiente antes del precalentamiento. -Se precalientan varias hojas al mismo tiempo y se tiene en cuenta la resistencia térmica causada por el contacto entre estas. -Utilizan una relación para calcular el tiempo necesario de calentamiento dependiendo del poder calorífico del precalentador (resistencia).
16	Medición de las fuerzas entregadas a un incisivo central superior durante el torque con tres materiales diferentes (deal Clear, Erkodur y Biolon) del mismo grosor (1,0 mm), y descripción de los principios biomecánicos del torque con alineadores [29].	Hahn et al. [2010]	-En relación con la cantidad prevista de movimiento de la raíz durante el torque, los alineadores tienden a "elevarse" y por lo tanto no se puede establecer una fuerza efectiva para un mayor control de la raíz. Las propiedades como fuerza de alineación, también están influenciadas por el material utilizado y la forma del diente.

17	Con base a que las fuerzas están relacionadas con las cepas desarrolladas en la superficie del alineador, se estudió el comportamiento del incisivo maxilar y de las cepas de von Mises premolares (IVM, PVM) durante el desgaste quincenal de un alineador [52].	Vardimon et al. [2010]	-Todos los alineadores demostraron una tensión máxima de IVM en el día 1 ($P < 0,001$); luego disminuyó en el día 2 y se estabilizó hasta el día 15.
18	Evaluación de la fuerza y el esfuerzo según el tipo, la deflexión y el grosor de los materiales y análisis de las propiedades mecánicas de los materiales termoplásticos después de 5 ciclos de carga repetidos [56].	Min et al. [2010]	-El grosor adecuado de los materiales termoplásticos y el nivel de deflexión del movimiento dental deben decidirse para el movimiento fisiológico del diente. -La decadencia de la fuerza después de una carga repetida debe considerarse para el movimiento eficiente de los dientes.
19	Zhang et. al realizaron una mezcla de polímeros PETG / PC / TPU con la proporción de (% en peso) de 70/10/20. En donde, las propiedades mecánicas de la mezcla se caracterizaron utilizando una máquina de prueba universal y los resultados se compararon con dos productos termoplásticos comerciales: Erkodur y Biolon [39].	Zhang et al. [2011]	-La resistencia al desgarre fue de 50,23 MPa y la elongación a la rotura de 155,99%. -La tasa de relajación de esfuerzo fue de 0,0136 N/s después de 1 hora. Significativamente más lenta que la de Erkodur y Biolon. -La tasa de absorción de agua fue de 0,57% después de 2 semanas. Significativamente más baja que Erkodur y Biolon.
20	Análisis numérico y experimental de la variación del espesor de pared de una lámina de PMMA hemisférica en el proceso de termoformado. En donde, se propone una combinación óptima del proceso de formación libre y asistida por tapón, para lograr un espesor de pared uniforme y marcas mínimas del molde en la superficie del producto [26].	Doniavi [2013]	-La dificultad en calcular y predecir la uniformidad en el espesor del producto terminado, recae en que el molde solo toca un lado de la lámina. -En la simulación, se supone que la lámina acrílica sufre una deformación elástica no lineal y grande, que merece la aplicación de modelos hiperelásticos. -El modelo hiperelástico de Mooney-Rivlin se utiliza como la ecuación constitutiva.
21	Descripción del sistema de fuerza inicial generado durante el movimiento corporal de los caninos superiores con alineadores plásticos con y sin accesorios compuestos de fotopolimerización, mediante un	Gómez et al. [2015]	-En un análisis tridimensional por elementos finitos de un sistema de alineador, los accesorios compuestos biomecánicamente generan el sistema de fuerza requerido para producir el movimiento dental.

	modelo de elemento finito (FE) tridimensional [60].		-La ausencia de accesorios compuestos en la simulación del mismo desplazamiento produjo un sistema de fuerza compatible con la inclinación del diente no controlada.
22	Fabricación de un alineador de ortodoncia al vacío que incorpora materiales híbridos de múltiples capas; un polímero de tipo duro modificado con polietileno teraftalato glicol (PETG) externo, un polímero de tipo blando de poliuretano termoplástico (TPU) medio y un núcleo interno de resina reforzada [41].	Kim et al. [2015]	-El núcleo de resina mejora la resistencia al desgaste y la resistencia mecánica, lo cual evita la distorsión no deseada de la pared bucal-palatina del retenedor. -La capa de TPU absorbe el impacto y la capa de PETG tiene buena conformabilidad, cualidades ópticas, resistencia a la fatiga y estabilidad dimensional, contribuyendo a aumentar el soporte de la dentición mandibular y a mantener la forma del arco.
23	Comparación de los valores de absorbancia y transmitancia de tres tipos de alineadores ortodónticos (Invisalign, All-In y F22) antes y después de dos ciclos de envejecimiento in vitro [37].	Lombardo et al. [2015]	-Todos los tipos de alineadores evaluados generaron valores de transmisión más bajos y valores de absorbancia más altos después del envejecimiento. -Los alineadores F22 se tornaron más transparentes tanto antes como después del envejecimiento, seguidos de Invisalign y All-In, con diferencias estadísticamente significativas
			-Los valores de dureza y módulo de elasticidad obtenidos de los materiales termoplásticos, con la excepción del poliuretano, se deterioraron significativamente en condiciones de 2500 ciclos.
24	Investigación sobre los efectos de la temperatura y la carga de tensión en las propiedades mecánicas de los materiales termoplásticos con diferentes comportamientos de transición vítrea y estructuras cristalinas [22].	Lijima et al. [2015]	-La magnitud de la fuerza de ortodoncia para los materiales termoplásticos disminuyó con el cambio gradual de temperatura (37°C–60°C y hasta 37 °C), lo que sugiere que los cambios de temperatura con el calentamiento producen una relajación de tensión en los materiales. -Los resultados evidencian que la temperatura de transición vítrea de los materiales termoplásticos influye en las fuerzas de ortodoncia proporcionadas, pero no en la estructura cristalina.

25	Medición de las fuerzas ortodónticas generadas por los alineadores termoplásticos de 1,0 mm de espesor e investigación de las posibles influencias de diferentes activaciones (0,2 mm, 0,3 mm, 0,4 mm, 0,5 mm y 0,6 mm) para los movimientos corporales linguales del incisivo central superior en las fuerzas ortodónticas [55].	Li et al. [2016]	<p>-La cantidad de activación tuvo una influencia sustancial en la fuerza ortodóntica impartida por los alineadores.</p> <p>-Los resultados sugieren que la activación del movimiento corporal lingual del incisivo central superior no debe superar los 0,5 mm.</p> <p>-Los primeros 4 o 5 días son importantes con respecto al tratamiento de ortodoncia que incorpora un alineador.</p>
26	Comparación de las propiedades mecánicas de los termoplásticos PET/PC2858 posterior a la mezcla. Los agregados de PETG y PC2858 se combinaron en cinco relaciones diferentes. Las muestras estándar de cada proporción se moldearon y probaron para determinar su rendimiento mecánico [43].	Ma et al. [2016]	<p>-Con el aumento del contenido de PC2858, la tensión y la fuerza de impacto aumentó, pero la elongación a la rotura disminuyó.</p> <p>-Cuando la proporción de mezcla (% en peso) fue de 70/30, el PETG/PC2858 exhibió propiedades mecánicas óptimas, con una resistencia a la tensión de $63,42 \text{ MPa} \pm 1,67 \text{ MPa}$, y una tasa de relajación de esfuerzo de $0,0080 \text{ N/s} \pm 0,0005 \text{ N/s}$.</p>
27	Estudio de las alteraciones mecánicas y químicas de los alineadores Invisalign después del envejecimiento intraoral Para el análisis del módulo de indentación, el índice elástico, la dureza de Martens y el arrastre de indentación [35].	Bradley et al. [2016]	<p>-El envejecimiento intraoral no cambia la composición molecular de los alineadores Invisalign.</p> <p>-La degradación de las propiedades mecánicas puede estar relacionada con la relajación de las tensiones residuales desarrolladas durante el proceso de fabricación.</p>
28	Caracterización de los dispositivos de ortodoncia. Mediante la evaluación de las propiedades mecánicas de diferentes materiales por un conjunto de pruebas de tensión en diferentes condiciones experimentales [57].	Barone et al. [2016]	<p>-Se propone un método para medir fácilmente el grosor real del alineador fabricado.</p> <p>-El análisis de una serie de casos reales evidencia que es complejo obtener un grosor uniforme, ya que este varía a lo largo de la superficie del diente.</p>
29	Comparación y análisis de la estabilidad del color de tres tipos de alineadores dentales: Invisalign, Align Technology (poliuretano), Angelalign (polietileno tereftalato glicol), Smartee Denti-Technology). Los tres materiales fueron	Liu et al. [2016]	<p>-Los tres tipos de alineadores dentales mostraron cambios de color leves después de 12 horas de tinción, con la excepción de los alineadores Invisalign teñidos con café.</p> <p>-Los alineadores Invisalign eran más propensos que Angelalign y Smartee a la</p>

	expuestos a agentes de tinción y a agua destilada in vitro [59].		pigmentación, esto se debió probablemente a la diferencia de los materiales con los cuales son fabricados. Específicamente, los tipos Invisalign, PU, exhibieron valores de cambio de color significativamente mayores que los de los alineadores basados en PC y PETG.
30	Evaluación del efecto del grosor del material y el ancho del borde gingival sobre las fuerzas y los momentos liberados por los alineadores Duran (PET-G) a un incisivo maxilar durante su inclinación e intrusión. Se estudiaron tres espesores de material (0,5 mm, 0,625 mm y 0,75 mm) y tres anchos de bordes gingivales (0–1 mm, 3–4 mm y 6–7 mm) durante la inclinación del incisivo palatino e intrusión de 0,5 mm cada una. Las fuerzas y los momentos se midieron con un dispositivo de medición de seis componentes. La influencia del grosor del alineador y la extensión del alineador en la fuerza y el desarrollo del momento se probaron para determinar su significación estadística ($p < 0,05$) [44].	Gao & Wichelhaus [2017]	-Las fuerzas Fx y Fz producidas durante la inclinación palatina y la intrusión por el material del alineador de 0,75 mm fueron significativamente más altas que las producidas por el material de 0,5 mm de espesor ($P = ,005$ y $P = ,047$, respectivamente). -Las fuerzas Fx y Fz producidas durante la inclinación palatina y la intrusión por parte del alineador con una extensión de borde de 0-1 mm fueron significativamente más bajas que las del alineador con una extensión más grande (borde de 3–4 mm: $P = ,003$; 6–7 mm: $P = ,001$). Sin embargo, no hubo diferencia estadística entre los alineadores con un borde de 3–4 mm y un borde de 6 mm. El mismo comportamiento se observó para el momento palatino (M_y).
31	Análisis de las propiedades de relajación de esfuerzo de cuatro materiales termoplásticos (TPU, PET-G, PET-G/TPU, TPU/PC) utilizados para la fabricación de alineadores dentales y sometidos a 24 horas consecutivas de deflexión [25].	Lombard o et al. [2017]	-La relajación de esfuerzo fue mayor durante las primeras 8 horas, alcanzando una meseta que se mantuvo constante. -El PET-G presentó la mayor velocidad de relajación del esfuerzo (62% en 24 horas). -Las capas del material influyen tanto en los valores del esfuerzo absoluto como en la velocidad de decaimiento de este.
32	Cuantificar la fuerza y las componentes del momento durante la desrotación de un incisivo central superior cuando se emplean alineadores de Polietileno Tereftalato Glicol de 0,3 mm o 0,4 mm de espesor en lugar de alineadores de Glicol de Tereftalato de Polietileno	Elkholy et al. [2017]	-Los alineadores fabricados de láminas PET-G de 0,3 mm se deforman irreversiblemente durante la manipulación. En contraste, los alineadores de 0,4 mm fueron suficientemente estables. -Se propone una secuencia del alineador (0,4 mm, 0,5 mm, 0,75 mm) basados en un

	convencionales, con un grosor mínimo 0,5 mm [51].		aumento secuencial del grosor del material. La cual combina una rigidez inicial suficientemente baja y aumentos constantes de la carga.
33	Desarrollo, aplicación y validación de un flujo de trabajo para caracterizar un equipo de calefacción por infrarrojos y determinar la estrategia de calentamiento óptima [34].	Buffel et al. [2017]	-Se tienen en cuenta todos los parámetros de la máquina y el entorno. -La metodología propuesta es universalmente aplicable, ya que puede tratar con diferentes tipos de material laminar y espesores. Además, se puede aplicar a cualquier tipo de elemento de calentamiento IR (halógeno, lámina metálica, cerámica o cuarzo).
34	Evaluación del desgaste de la superficie durante seis meses en dos compuestos de resina (Filtek Z350 XT, 3MESPE y Amelogen Plus TW, Ultradent Products Inc.) utilizados para hacer los accesorios Invisalign [61].	Barreda et al. [2017]	-Se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,001$) para el desgaste de la superficie, con mayores cambios en Amelogen Plus. -La forma del accesorio no cambió en ninguno de los materiales ($P > 0,05$). De acuerdo con los resultados de este estudio, la alteración de la superficie de unión durante los primeros seis meses de tratamiento depende del compuesto utilizado, mientras que la forma de unión no parece estar afectada, por lo que el rendimiento clínico de los materiales evaluados podría considerarse aceptable.
35	Caracterización térmica, química y mecánica de PETG y PLA para impresión 3D. Estos materiales se analizaron mecánicamente a la tracción, a través de muestras fabricadas por Impresión 3D variando los ángulos de deposición del material extruido. Para el mismo análisis, con vistas a la comparación, se construyeron piezas por moldeo por inyección. Los materiales en su estado inicial fueron evaluados térmicamente por TGA y DSC, y químicamente por FTIR. Las dos últimas técnicas se aplicaron también a los	Santana et al. [2018]	-Las propiedades mecánicas a la tracción de los componentes impresos están fuertemente influenciadas por la orientación de los filamentos depositados en las capas y por la mesoestructura de las piezas. -El PLA dispone de superioridad mecánica, mayor tensión máxima y elevada rigidez en relación al PETG, en las muestras inyectadas e impresas. -El PETG, por su parte se ha demostrado que es un material más resistente a la degradación térmica, por no presentar cambios significativos en su

	polímeros después del procesamiento por inyección e impresión [48].		comportamiento térmico después de ser procesado, y flexible.
36	Evaluación de los efectos del termoformado en las propiedades físicas y mecánicas de los materiales termoplásticos utilizados para fabricar alineadores de ortodoncia transparentes. Las muestras se fabricaron utilizando cuatro tipos de materiales termoplásticos con diferentes espesores bajo vacío térmico. La transparencia, la absorción de agua y la solubilidad, la dureza de la superficie y los resultados de los ensayos de flexión y tracción de tres puntos se evaluaron antes y después del termoformado [38].	Ryu et al. [2018]	-La transparencia de Duran y Essix A+ disminuyó, mientras que la capacidad de absorción de agua de todos los materiales; 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 eClinger de 0,5 mm de espesor aumentó. Sin embargo, para los especímenes de Duran y eClinger de 0,75/1,0 mm de espesor disminuyó. -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 de ACE Essix de 1,0 mm de espesor.
37	Investigación de las propiedades mecánicas (dureza y módulo de elasticidad) de tres materiales termoplásticos (Clear Aligner, Leone y Duran) utilizados en la fabricación de alineadores de ortodoncia [42].	Al Noor & Al Joubori [2018]	-La prueba de dureza Shore D para los tres materiales no mostró diferencias significativas entre ellas. -El módulo de elasticidad Leone 0,8 mm fue menor que Duran 1 mm y el Clear Aligner 0,5 mm.
38	Diseño y fabricación de una serie de alineadores con 2 propiedades de material; PET-G convencional y PET-G modificado; con un módulo de elasticidad y resistencia a la abrasión mayor. Con el fin, de medir los cambios en las fuerzas entregadas por los materiales durante 48 horas [30].	Skaik et al. [2019]	-Las fuerzas entregadas por el PET-G convencional y modificado están dentro del rango de fuerzas de ortodoncia. -El PET-G modificado, con un módulo de elasticidad y resistencia a la abrasión mayor, proporciona un cambio de fuerza más estable y bajo que el PET-G convencional.
39	Se presenta un nuevo enfoque que combina tres sensores infrarrojos diferentes para determinar la distribución de la temperatura a lo largo del espesor de las láminas de Polipropileno en cualquier instante de la fase de calentamiento [32].	Neubing & Bonten [2019]	-Dependiendo del espesor y las características de absorción del material laminar, así como de la temperatura de trabajo de los radiadores, se producirán diferentes perfiles de temperatura a lo largo del espesor de la lámina.

			<p>-La temperatura de la lámina influye directamente en la estabilidad del proceso y la calidad de la pieza, como hundimientos, quemaduras, las orientaciones y la distribución del espesor de la pared de la pieza o la reproducción precisa de los detalles de la superficie.</p>
40	<p>Análisis de la precisión de los alineadores impresos en 3D en comparación con los alineadores termoformados al vacío. Se utilizaron tres modelos de referencia y la distancia entre el retenedor y su modelo digital en los puntos de referencia se calculó mediante un software de ingeniería [45].</p>	<p>Cole et al. [2019]</p>	<p>-Los retenedores formados al vacío tradicionales presentan menor desviación de los modelos de referencia originales.</p> <p>-Los retenedores impresos en 3D poseen una mayor desviación en los puntos de referencia ubicados en las superficies lisas de los dientes, pero muestran una gran adaptación en los bordes incisales y las puntas de las cúspides.</p>

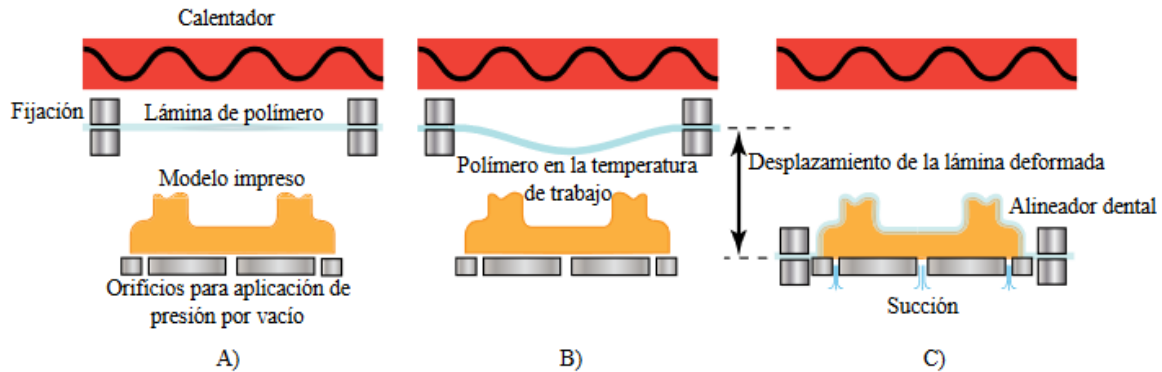
3 ÁREA PROBLEMÁTICA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

Los alineadores dentales son dispositivos removibles utilizados en pacientes de forma secuencial con el fin de corregir maloclusiones y malposiciones dentales. Esta técnica permite planificar la secuencia del movimiento dental desde la posición inicial hasta la posición final mediante el uso de imágenes 3D de los modelos dentales de los pacientes. A partir de tecnologías que permiten modificar, analizar y documentar las representaciones gráficas tridimensionales 3D, tales como diseño asistido por computadora CAD y fabricación asistida por computadora CAM. [1]. A partir del modelo, se termoforma cada avance del proceso en un dispositivo físico (alineador), como se evidencia en la Figura 3.1.

En este proceso de termoformado, 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 el objeto de construir el alineador dental sobre el modelo de impresión 3D [2].

En el ámbito clínico, los tipos de alineadores termoplásticos producen diferentes comportamientos, asociados con los procesos de fabricación y/o las características de los materiales. El sistema “ClearSmile” permite un mayor desplazamiento de los dientes en cada alineador (hasta 0,5 mm) en comparación con el sistema Invisaling (hasta 1 grado de par de incisivos por 0,25 mm de traslación) [3,4]. En la gran parte de dispositivos no Invisaling evaluados, los niveles más altos de activación en los dientes generaron una fuerza significativamente menor que las activaciones más pequeñas. Así mismo, los dispositivos fabricados con láminas de mayor grosor producen una mayor fuerza que los fabricados con láminas delgadas [1]. Cabe tener en cuenta, que el grosor del alineador entre las casas comerciales varía entre 0,5 mm y 1,5 mm [5-7].

Figura 3.1 Esquema del proceso de termoformado A) Fijación de la lámina de polímero y posicionamiento del modelo impreso. B) Calentamiento para llevar el polímero a la temperatura de trabajo. C) Desplazamiento de la lámina deformada y formación del alineador sobre el modelo por presión de vacío [2]



El proceso de fabricación de alineadores plásticos involucra tres etapas fundamentales de termoformado: (a) precalentamiento de las láminas termoplásticas hasta la temperatura de transición vítrea; (b) deformación de las láminas hacia la superficie de un molde, a menor temperatura con la geometría deseada; (c) retiro de las láminas del área de formado y remoción del exceso de material. En estas fases, si el control de las variables de proceso tales como: temperatura, presión y tiempo de termoformado no es idóneo, se ven afectadas negativamente las propiedades mecánicas y geométricas de la pieza termoformada.

Las láminas poliméricas empleadas en el proceso de termoformado presentan un comportamiento viscoelástico. Es decir, tienen propiedades tales como: capacidad de absorción de agua (*propiedad higroscópica*) la cual produce varios cambios físico-químicos en el material, generando que las propiedades mecánicas del polímero se degraden irreversiblemente [8]; relajación de esfuerzo, reducción del esfuerzo que sufren los alineadores inducida por la deformación inicial que tiende a causar el deterioro de las propiedades mecánicas de estos dispositivos con el tiempo [9]; fluencia lenta, deformación que sufre un material viscoelástico al ser sometido a una carga constante, la cual puede variar considerablemente con el tiempo [10] y módulo elástico, proporción entre tensión y deformación, a menor modulo elástico más flexible es el material y viceversa. Jabbari et al.

[11] comparó los alineadores Invisaling con otros materiales termoplásticos PET-G. Encontrando que los primeros mostraron valores significativamente más altos en comparación con los segundos materiales analizados en cuanto a dureza, módulo elástico e índice elástico pero menor resistencia a la fluencia (

Figura 3.2 a

Figura 3.4). Este hallazgo fue atribuido a las diferentes estructuras químicas de los materiales. De igual modo, un estudio in vitro realizado a tres materiales termoplásticos

Duran, Erkodur y Hardcastcon con dos espesores diferentes, radica en que existe una correlación entre las propiedades mecánicas, principalmente la dureza y el módulo elástico de los materiales termoplásticos y la fuerza producida por los alineadores [1]. Simultáneamente, con la metodología de mapas de Ashby se seleccionaron trece marcas comerciales de polímero biomédico y de acuerdo a criterios jerarquizados de propiedades mecánicas-geométricas se realizaron gráficas de comparación. Las propiedades seleccionadas fueron traslucidez, capacidad de absorción de agua, módulo elástico, cambio de espesor durante el proceso de termoformado y espesor original comercial del polímero. Los mapas fueron declarados por ortodoncistas como una herramienta fundamental para la selección del polímero dado que estas propiedades influyen de manera directa en el diseño del alineador [2].

Figura 3.2 Relajación de Esfuerzo (MPa) en función del Módulo de Elasticidad (MPa) [2]

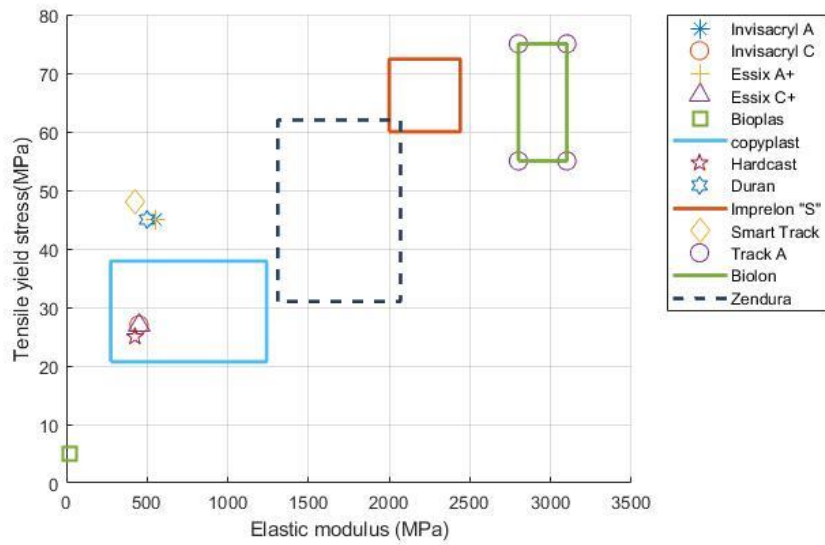


Figura 3.3 Módulo de Elasticidad (MPa) en función de la Dureza (Hv) [2]

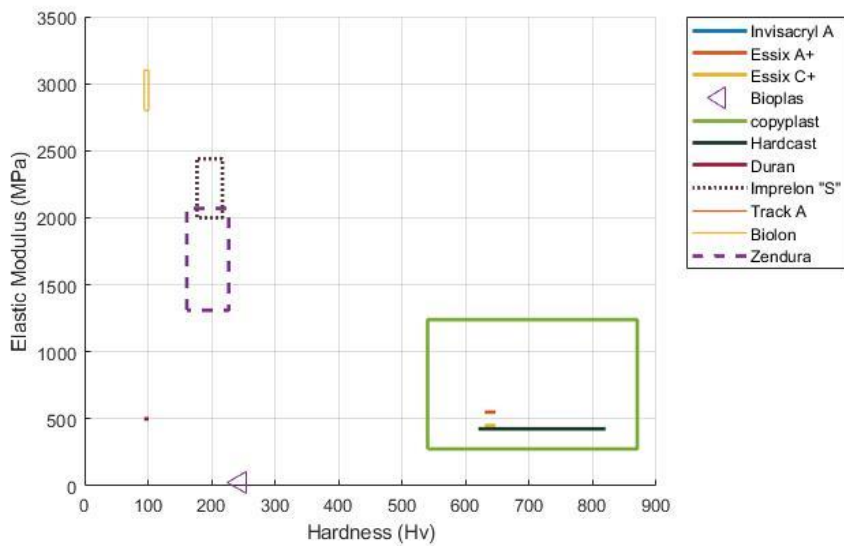
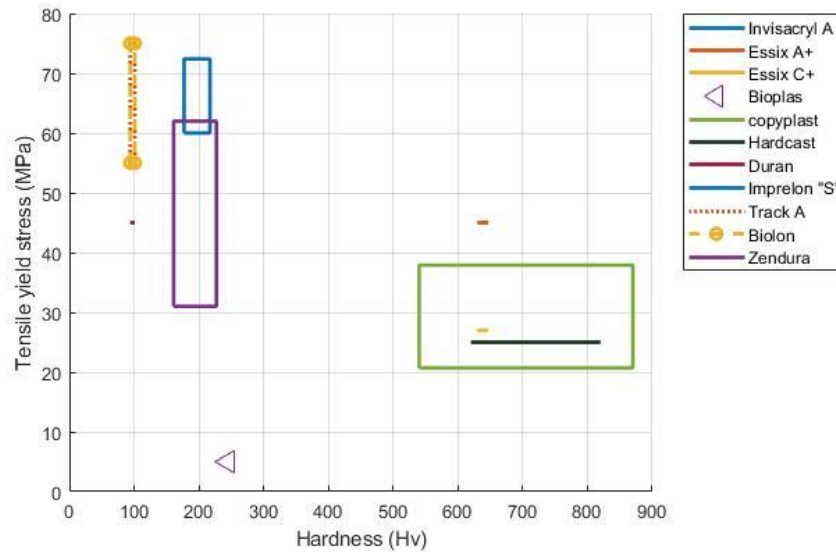


Figura 3.4 Relajación de Esfuerzo (MPa) en función de la dureza (Hv) [2]



La dureza es indicativa de resistencia al desgaste y por tanto, se espera que el alineador exhiba una mejor resistencia al desgaste en condiciones clínicas. Gardner et al. en estudio in vitro [12] ha demostrado 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 dispositivo de desgaste cíclico. En cuanto al módulo de elasticidad, esta es una propiedad relevante para el alineador, al aumentar la capacidad de entrega de fuerza bajo tensión constante. Por ende, los alineadores fabricados de materiales que tienen un módulo de elasticidad superior pueden proporcionar las mismas fuerzas de las dimensiones más delgadas, lo que facilita la aceptación por parte del paciente.

Invisaling demostró un índice elástico más alto con un material a base de poliuretano que otros materiales termoplásticos PET-G, lo que denota un material con baja tenacidad. La mayor fluencia de la indentación implica que bajo las fuerzas oclusales constantes ejercidas por la dentición opuesta, los alineadores Invisaling son más propensos a deformarse y, por lo tanto, atenuar las fuerzas de ortodoncia aplicadas. Estas diferencias estadísticamente significativas entre los materiales analizados implican una influencia en el resultado del tratamiento o el comportamiento intraoral de los materiales termoplásticos

[11]. Se requieren estudios controlados del proceso de termoformado para definir las variables de proceso óptimas de la lámina, que proporcionen constantes propiedades mecánicas-geométricas del material durante el tratamiento.

Esta investigación busca superar las limitaciones clínicas de los alineadores termoplásticos, mediante el análisis del efecto del termoformado sobre las deformaciones de las láminas PET-G. Teniendo en cuenta, que actualmente son limitados los estudios sobre las propiedades mecánicas/geométricas de los materiales termoplásticos. Kwon et al. investigó las propiedades relevantes de la fuerza de entrega y las propiedades mecánicas de los materiales termoplásticos, utilizando una prueba de flexión de tres puntos y la medición de dureza Vickers [13], con el propósito de medir las fuerzas suministradas por los alineadores termoplásticos fabricados de tres materiales diferentes, e investigar los factores, tales como las propiedades mecánicas (dureza y módulo elástico), espesor de los materiales termoplásticos y cantidades de activación que afectan las fuerzas ortodónticas producidas por los dispositivos.

Con base a lo planteado, se formula como pregunta de investigación del presente estudio:

¿Cuál es el efecto del termoformado sobre las deformaciones en láminas de PET-G utilizadas para la fabricación de alineadores plásticos?

4 JUSTIFICACIÓN

La identificación de los efectos del proceso de termoformado en alineadores PET-G supone una mejora significativa en el tratamiento de ortodoncia desde el punto de vista de optimización de tiempos y eficacia. Sus implicaciones actuales radican en que estudios demuestran que existen alteraciones mecánicas y físicas de los alineadores PET-G [14] después del termoformado; se analizó la transparencia, la absorción de agua, la solubilidad, la dureza de la superficie y los resultados de los ensayos de flexión y tracción de tres puntos y se evidenció un aumento en la capacidad de absorción de agua, cambio en el módulo de flexión debido al grosor del alineador y una reducción en el módulo de elasticidad.

Comparado con los dispositivos fijos tradicionales los alineadores dentales presentan ciertas características y beneficios para los pacientes, tales como; ser altamente estéticos por la translucidez del material; ser diseñados a medida para cada paciente en particular, lo que permite un tratamiento personalizado; la facilidad en la realización de una adecuada higiene oral, disminuyendo significativamente el porcentaje de riesgo de desarrollo de caries dental y gingivitis asociada a placa bacteriana y, al ser diseñados mediante tecnología CAD/CAM, permiten mejorar la previsualización, análisis y planeación de las mecánicas necesarias para lograr los objetivos del tratamiento [15-16].

Las investigaciones desarrolladas en el ámbito de las propiedades mecánicas de los alineadores termoplásticos son limitadas tal como se ilustrará en el Capítulo 3. Una gran parte de estudios se enfocan en el análisis del envejecimiento intraoral del alineador, en la comparación de los comportamientos clínico, químico, mecánico de los tipos de alineadores disponibles y en la evaluación de los impactos de la calidad de vida en pacientes con alineadores. No obstante, el proceso de termoformado no ha sido estudiado a cabalidad. Por lo que abordar una nueva perspectiva metodológica en cómo influye la termoformado en el comportamiento y características finales de la pieza es pertinente.

Con el fin de propiciar un aprendizaje integral, las universidades buscan dotar sus laboratorios con equipos de uso académico que faciliten su interacción y permitan conocer a fondo las diferentes técnicas de procesamiento de polímeros. De ahí que, los miembros del programa de odontología y de la especialidad de ortodoncia de la Universidad Autónoma de Manizales UAM son los principales beneficiarios al ser esta técnica ampliamente utilizada para la fabricación de alineadores plásticos, contribuyendo a su formación profesional. Así mismo, los resultados obtenidos son base para universidades y centros de investigación interesados en revisar, desarrollar o apoyar una teoría, del área de desarrollo y tecnificación de procesos de producción de alineadores plásticos. Cabe destacar, que esta investigación hace parte del **proyecto 576-084 de la UAM**.

Para dar soporte a lo expuesto, se presenta la Tabla 4.1, la cual evidencia la importancia de la eficiencia de los alineadores plásticos en el tratamiento de ortodoncia.

Tabla 4.1 Aplicaciones del estudio del efecto de la termoformado en alineadores plásticos

Área de aplicación	Pertinencia del estudio	Autor
	Fuerzas y momentos entregados por el alineador PET-G a un incisivo central superior para inflexión palatina e intrusión [16].	Gao & Wichelhaus [2017]
	Corrección de una maloclusión de mordida cruzada y rotaciones de dientes severas tratadas con el sistema Invisalign [17].	Gianluigi & Tommaso [2012]
Ortodoncia	Efecto del tratamiento de alineación en la inclinación bucolingual de los caninos mandibulares y la distancia intercanina [18].	Grünheid et. al [2016]
	Tratamiento de ortodoncia estética utilizando el dispositivo Invisalign para maloclusiones moderadas a complejas [19].	Boyd [2008]
	Cambios en la posición de los incisos mandibulares y en el arco, como resultado de la corrección del alineador [20].	Duncan et. al [2016]

5 REFERENTE TEÓRICO

En este capítulo se aborda el referente teórico base para desarrollar la presente investigación en dos secciones: 1/Clasificación general de los polímeros (elastómeros - termoestables - termoplásticos); propiedades de los polímeros (mecánicas – físicas - térmicas). 2/Termoformado; Tipos de termoformado (mecánico – vacío – presión); y fases del proceso de termoformado. La relevancia de abarcar este contenido radica en que permite justificar, demostrar e interpretar la hipótesis y los resultados de la investigación, a su vez formular de una manera confiable los resultados de investigación.

5.1 CLASIFICACIÓN GENERAL DE LOS POLÍMEROS

Un polímero es un compuesto formado por unidades estructurales repetidas, denominadas *meros*, generalmente están conformados por dos o más elementos, entre ellos el carbono como base del compuesto, nitrógeno, oxígeno, cloro e hidrógeno. Entre los polímeros más representativos se tienen los elastómeros, termoestables y termoplásticos, siendo estos últimos los materiales adecuados para los procesos de termoformado mecánico y al vacío [62].

5.1.1 Elastómeros

Los elastómeros son moléculas de cadena larga que se encuentran encadenados transversalmente, son materiales básicos para fabricar goma. Los más representativos son hule natural y sintético. Presentan propiedades como elasticidad, resistencia al cortante y resiliencia. Las técnicas de procesamiento más aplicadas con extrusión, inyección y vulcanización.

5.1.2 Polímeros Termoestables

Son polímeros que después del calentamiento sufren una cristalización a estructura rígida, comúnmente llamado curado, lo que impide que dichos materiales sean reprocesados.

5.1.3 Polímeros Termoplásticos

Los polímeros termoplásticos son macromoléculas lineales o ramificadas que no se entrecruzan cuando se calientan, según las fuerzas intermoleculares que se producen en las cadenas poliméricas pueden tener dos tipos de estructura amorfa y cristalina. La estructura amorfa es la responsable de las propiedades elásticas, la estructura cristalina es la responsable de las propiedades mecánicas.

Cuando se calientan los polímeros termoplásticos a temperaturas de apenas unos cuantos cientos de grados, se vuelven líquidos viscosos. Esta característica permite que adopten formas de productos de modo fácil y económico. Además, se pueden sujetar repetidas veces al ciclo de calentamiento y enfriamiento sin que el polímero se degrade en forma significativa. Los termoplásticos, constituyen el 70% del peso total de todos los polímeros sintéticos que se producen, en donde los más comunes son: polietileno (PE), el cloruro de polivinilo (PVC), polipropileno (PP), poliestireno (PS) y nylon (PA).

5.2 PROPIEDADES DE LOS POLÍMEROS

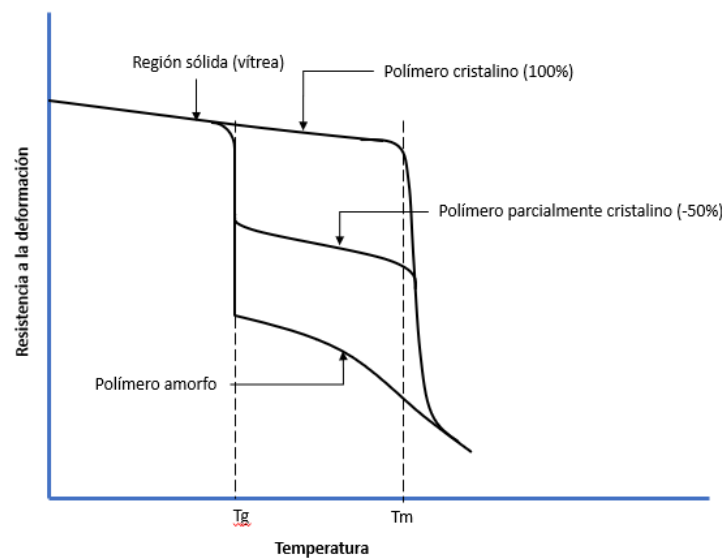
5.2.1 Propiedades Mecánicas

Los termoplásticos a temperatura ambiente se caracterizan por tener un módulo de elasticidad de dos a tres órdenes de magnitud inferiores que el de los metales y cerámicos, baja resistencia a la tensión, dureza inferior, ductilidad mayor con un rango amplio de valores, desde 1% de elongación para el poliestireno a 500% o mayor para el polipropileno (PP).

Las propiedades mecánicas de los termoplásticos dependen de la temperatura. Las relaciones funcionales deben estudiarse en el contexto de las estructuras amorfa y cristalina. Conforme la temperatura se incrementa sobre temperatura de transición vítrea (T_g) el polímero se hace cada vez más suave, y al final se convierte en un fluido viscoso (nunca es un líquido delgado debido a su peso molecular elevado). El efecto sobre el comportamiento mecánico se ilustra en la Figura 5.1, en la que se le define como la resistencia a la deformación. Esta es análoga al módulo de elasticidad, pero permite observar el efecto de la

temperatura sobre el polímero amorfo conforme ocurre la transición de sólido a líquido. Por debajo de T_g , el material es elástico y fuerte. A T_g , se observa una caída súbita en la resistencia a la deformación, cuando el material pasa a su fase de caucho; en esta región su comportamiento es viscoelástico. Conforme la temperatura se incrementa, gradualmente se parece más a un fluido.

Figura 5.1 Relación de las propiedades mecánicas de los termoplásticos representadas como resistencia a la deformación, como función de la temperatura para un termoplástico amorfo, uno 100% cristalino (teórico) y otro cristalizado en forma parcial [62]



5.2.2 Propiedades Físicas

Los polímeros termoplásticos poseen las siguientes características: densidades más bajas que las de los metales o cerámicos, coeficientes de expansión térmica cinco veces el valor de los metales y 10 veces el de los cerámicos, temperaturas de fusión muy bajas, calores específicos altos; de dos a cuatro veces las de los metales y cerámicos, conductividades térmicas alrededor de tres órdenes de magnitud menos que las de los metales y propiedades de aislamiento eléctrico.

- Capacidad calórica: esta propiedad permite determinar cuánta energía se debe agregar al sistema para que una lámina incremente su temperatura en 1°K . Generalmente,

un material con bajo calor específico será fácil de calentar y reblandecer, por lo que se tendrían tiempos de ciclo más cortos. En el caso de los polímeros, se tiene que los materiales semicristalinos presentan un calor específico superior al de los materiales amorfos, esto se debe a que parte de la energía suministrada se desvía hacia la ruptura del orden cristalino y fusión de los cristales, mientras que en las estructuras amorfas toda la energía se traduce en los aumentos de temperatura.

- Conductividad térmica: propiedad que posee el material de recibir o transmitir energía. Esta propiedad se torna importante en el termoformado de láminas de mayor espesor, ya que una baja conductividad térmica dificultará la transmisión de temperatura a lo largo de todo el espesor de la lámina, dificultando su conformado. En la Tabla 5.1, se presenta el detalle de las propiedades térmicas para 3 tipos de materiales a temperatura ambiente [62].

Tabla 5.1 Valores de propiedades térmicas para materiales seleccionados a temperatura ambiente [62]

Material	Calor específico		Conductividad térmica	
	Cal/g °C o Btu/lbm °F		J/s mm °C	Btu/hr in °F
Cerámicas				
Alúmina	0,18		0,029	1,4
Concreto	0,2		0,012	0,6
Polímeros				
Fenólicos	0,4		0,00016	0,0077
Poliétileno	0,5		0,00034	0,016
Teflón	0,25		0,00020	0,0096
Caucho Natural	0,48		0,00012	0,006
Otros				
Agua (Líquida)	1,00		0,0006	0,029
Hielo	0,46		0,0023	0,11

5.3 TERMOFORMADO

El termoformado es un proceso de deformación permanente de plásticos, utilizado para la realización de productos a partir de láminas de polímeros. Para llevar a cabo este proceso es necesario contar con un material termoplástico, una fuente de calor, el modelo o molde que le dará forma al material y el dispositivo de termoformado de acuerdo a la

técnica de fabricación seleccionada, bien sea termoformado mecánico, termoformado al vacío o termoformado por presión [62].

5.3.1 Tipos de termoformado

Existen sistemas simples para deformar permanentemente un material polimérico, como lo es el termoformado mecánico, que consta únicamente de la ubicación de la lámina de polímero previamente calentada entre un molde macho y hembra; el tipo de termoformado será dependiente del tipo de pieza a termoformar. A continuación, se presentan algunas de las técnicas más empleadas [63].

Termoformado mecánico

El termoformado mecánico consiste en una zona de calentamiento y un par de moldes (positivo y negativo) que se presionan con un dispositivo mecánico (generalmente una palanca) contra la lámina de termoplástico caliente, forzándola a adquirir la forma del modelo. En la

Figura 5.2 se ilustra el proceso de termoformado mecánico. Sus ventajas se basan en que tiene un alto control dimensional y puede detallar la superficie de la pieza por ambas caras. Su desventaja radica, es que se requieren dos mitades de molde; por esa razón, los moldes para las otras dos técnicas de termoformado tienen un menor costo.

Termoformado al vacío

El termoformado al vacío consiste en una zona de calentamiento y un sistema que permite generar una presión negativa para adherir la lámina de termoplástico caliente al molde. La hoja de plástico es suavizada mediante radiación en forma de calor, para luego ubicarla sobre una cavidad en el molde cóncava, en donde se genera un vacío inducido y la lámina

polimérica reacciona al cambio de temperatura, endureciéndose al contacto con la superficie fría del molde (ver detalle Figura 5.3).

Figura 5.2 Termoformado mecánico: 1) hoja calentada sobre un molde negativo y 2) molde cerrado para dar forma a la hoja [63]

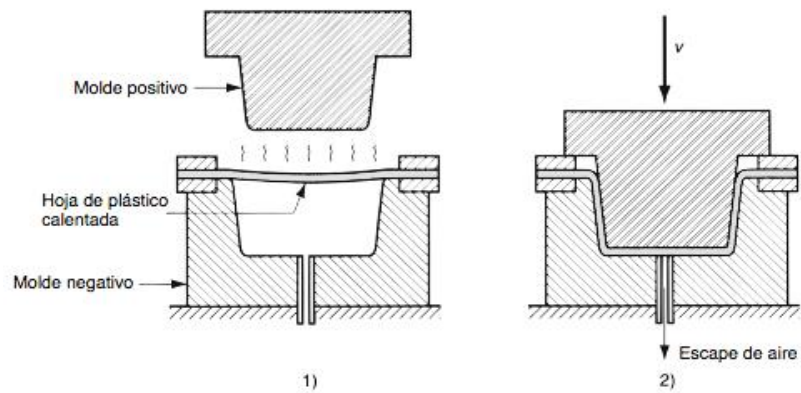
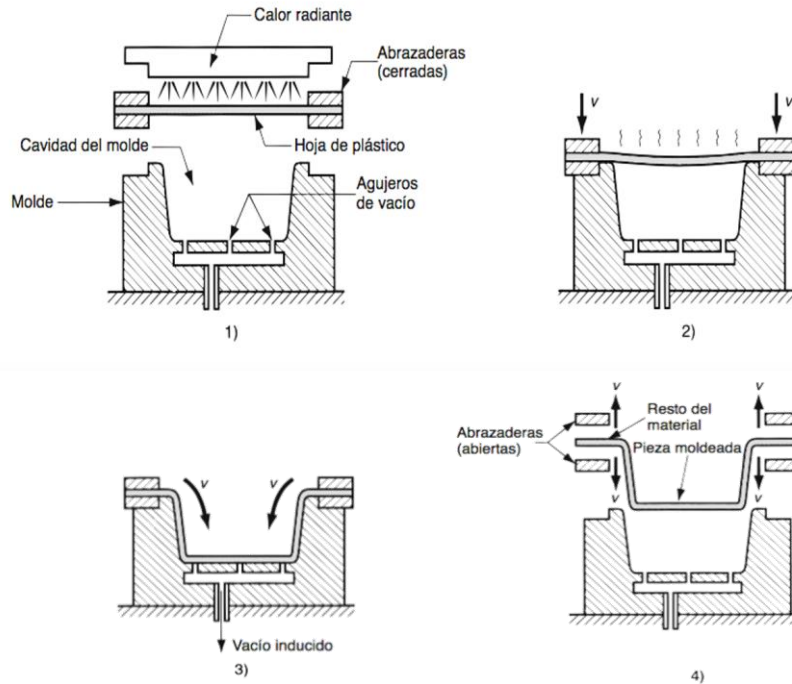


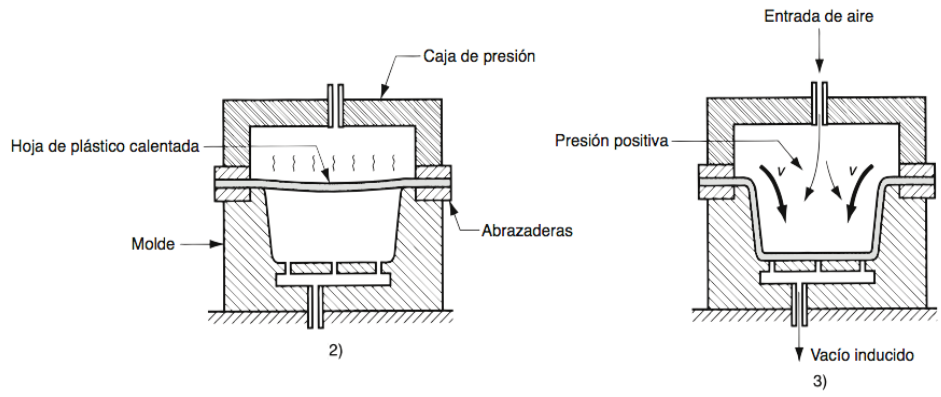
Figura 5.3 Termoformado al vacío. 1) se suaviza la hoja de plástico con calentamiento; 2) la lámina suavizada se ubica sobre una cavidad de molde cóncava; 3) se genera un vacío inducido; y 4) el plástico se endurece al contacto con la superficie fría del molde [63]



Termoformado de presión

El termoformado de presión involucra una presión contraria al termoformado al vacío (presión positiva), este proceso también puede ser conocido como termoformado por soplado, su diferencia al vacío es que se pueden usar presiones más altas, ya que en esta última se limita a un máximo teórico de 101Mpa. La secuencia es similar a la de la Figura 5.3; la diferencia está en que: la hoja se ubica sobre la cavidad de un molde y la presión positiva fuerza la hoja hacia la cavidad (ver detalle Figura 5.4).

Figura 5.4 Termoformado a presión. La secuencia es similar a la de la figura 2; la diferencia está en que: 2) la hoja se coloca sobre la cavidad de un molde y 3) una presión positiva fuerza la hoja hacia la cavidad [63]



6 OBJETIVOS

De acuerdo a lo expuesto, se formulan los siguientes objetivos de investigación:

6.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar la influencia del termoformado sobre las deformaciones de un alineador dental.

6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- I. Diseñar el alineador y seleccionar las posiciones dentales para las tomas de las deformaciones
- II. Determinar las medidas de las deformaciones sobre el alineador
- III. Correlacionar las medidas de deformación sobre las posiciones dentadas determinadas

7 METODOLOGÍA

La metodología a continuación descrita se precisa para el logro de los objetivos específicos propuestos, dando cumplimiento a la siguiente hipótesis de investigación.

7.1 HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN

Hipótesis nula: *existen condiciones geométricas de mayor relevancia, que determinan de manera óptima el proceso de termoformado en la fabricación de alineadores dentales.*

7.2 ENFOQUE Y TIPO DE ESTUDIO

El enfoque metodológico de esta investigación es *cuantitativo*, dado que se parte de la recolección, el análisis y la interpretación de los datos experimentales para dar solución a la pregunta de investigación. El desarrollo del proyecto para efectos de la validación de la hipótesis de investigación propuesta se realizó mediante los siguientes pasos:

- I. Estudio y análisis de las variables.
- II. Desarrollo de un diseño experimental para la validación de la hipótesis de investigación.
- III. Formulación de ecuaciones constitutivas.
- IV. Análisis de resultados y conclusiones.

El tipo de estudio llevado a cabo es de enfoque cuantitativo, al medir y analizar los factores que influyen en la deformación de alineadores plásticos en posiciones dentales. El propósito con los objetivos propuestos es llegar a un alcance correlacional, estableciendo un grado de relación constitutiva que describa el comportamiento experimental observado en la deformación y espesor final de la lámina.

7.3 PASOS METODOLÓGICOS PARA EL CUMPLIMIENTO DE LOS OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para identificar las variables geométricas influentes en el proceso de termoformado se define una metodología de diseño de experimentos.

7.3.1 Planteamiento Del Diseño Experimental Para El Proceso Metodológico Del Objetivo 1

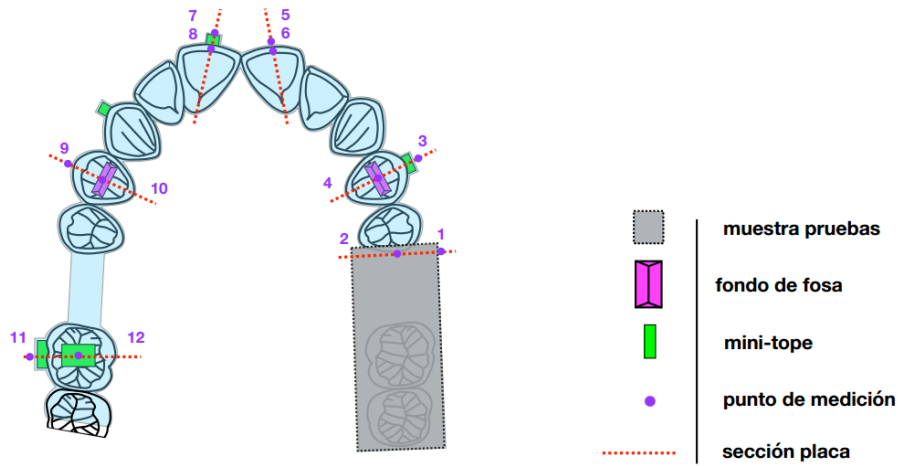
El diseño de las probetas no está estandarizado por normas, por tanto, se definieron dimensiones estándar con cambio de espesor de acuerdo al material comercializado. La variable geométrica espesor inicial (antes de termoformado), se considera esencial por lo que se definieron dos espesores diferentes de: 0,76mm y 1,02mm. El número de réplicas fue establecido como 10. Este valor no es basado en procesos estadísticos pues no se tienen datos de desviaciones estándar poblacionales de pruebas establecidas. Para la determinación del número de réplicas se estableció un número común recomendado por la ASTM para diferentes pruebas mecánicas.

Siendo la unidad experimental la lámina de PET-G, como factores de variación se tienen:

- Calibre inicial de lámina.
- Puntos de medición de variables de respuesta geométrica sobre posiciones del modelo dental.

El primer factor es de carácter cuantitativo y el segundo factor es de carácter cualitativo y es crucial debido a las diferencias significativas en la anatomía del arco dental como se puede apreciar en la Figura 7.1.

Figura 7.1 Puntos de medición de variables de respuesta geométricas



Como variables de respuesta se establecen:

- Espesor final de la lámina discretizado en cada punto de medición.
- La deformación de la lámina en puntos específicos: primer molar, primer premolar, canino y primer incisivo

Las unidades de medida seleccionadas para los factores de entrada y las variables de respuesta se ilustran en la Tabla 7.1 de acuerdo a la norma NTC 1000 ya obligatoria en nuestro país de acuerdo a la Ley 1512 del 6 de febrero de 2012, donde Colombia siendo el país No. 84 en firmar el “Convenio del Metro” establece el SI de Unidades como el sistema de unidades de uso oficial y privado para todo el territorio nacional.

Tabla 7.1 Unidades de medida de los factores de entrada y de observación seleccionados

Factor experimental	Unidad de medida
Calibre inicial de lámina	mm
Tiempo de termoformado	s
Espesor final de lámina	mm

Para relacionar los factores se establece un diseño experimental factorial completo 2^2 en bloques, 2 factores (espesor inicial, tipo de diente); 2 niveles (0,76mm y 1,02mm)

para el primer factor; 4 niveles (primer molar, primer premolar, canino y primer incisivo) para el segundo factor; 1 réplica; variable de respuesta (espesor final; deformación). En el cual cada experimento es un bloque. Como resultado se tienen 20 alineadores de PET-G (10 muestras con espesor igual a 0,76 mm y 10 muestras con espesor igual a 1,02 mm).

Los equipos utilizados para el desarrollo del experimento se contemplan en la Tabla 7.2 a continuación.

Tabla 7.2 Equipos utilizados la experimentación

Equipos	
1. Termoformadora de presión positiva	5. Calibrador digital
2. Fresa diamantada	6. Microscopio electrónico PCE WSM 100
3. Modelo de arco dental en resina	7. Termoformadora Bioestar ®
4. Dremel 3000	

Los objetivos específicos y la hipótesis de investigación que dan respuesta a la pregunta de investigación se verificarán mediante:

- I. Análisis de Varianza con error tipo I de 5%.
- II. Análisis de regresión lineal.

7.4 TERMOFORMADO DE LOS ALINEADORES PET-G

El termoformado de la lámina PET-G se desarrolla en un equipo Bioestar ® con base en un modelo 3D del paciente en los dos espesores de estudio 0,76 mm 1,02 mm. Lo anterior, teniendo en cuenta las consideraciones del fabricante según el tipo de material (Figura 7.2).

Para cuantificar la deformación en los puntos de interés del alineador, tema central de estudio de esta investigación, se lleva a cabo la demarcación de una cuadrícula de dimensiones de 5,0mm*5,0 mm sobre la lámina de PET-G a termoformar (

Figura 7.3), para lo cual se fabricó una lámina en acrílico guía con perforaciones longitudinales de 5,0 mm, como se observa en la Tabla 7.3.

Tabla 7.3 Especificaciones de la termoformación según el tipo de material

Material	Marca comercial	Espesor [mm]	Tiempo [s]	Código Biostar ®
PET-G	PET-G	0,76	30	125
		1,02	40	130
Polipropileno	Essix C+	1,02	50	163
Poliuretano +	Zendura FLX	0,76	50	162

Figura 7.2 Modelo de lámina acrílica

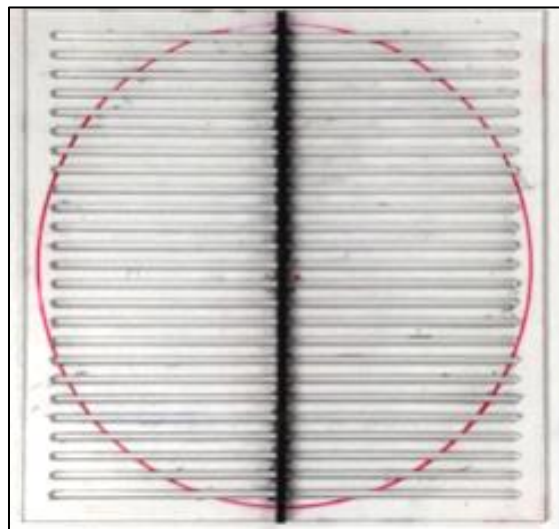
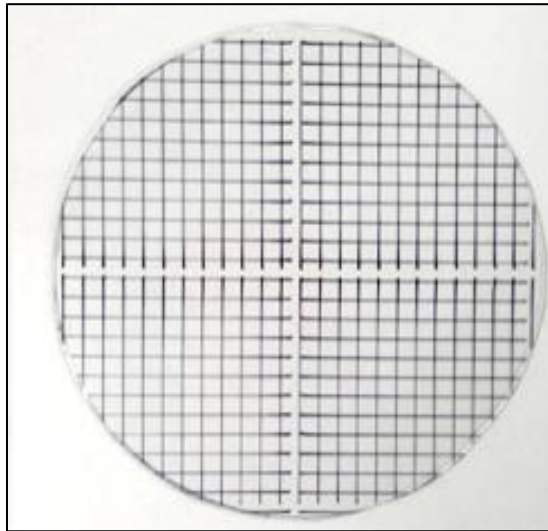


Figura 7.3 Lámina demarcada con cuadrícula



Termoformada la impresión dental en la lámina polimérica (Figura 7.4), se procede a realizar el corte del contorno del alineador en cada placa, con el apoyo de una fresa diamantada y un Dremel 3000 a fin de obtener precisión en el acabado de la pieza (Figura 7.5).

Figura 7.4 Lámina termoformada

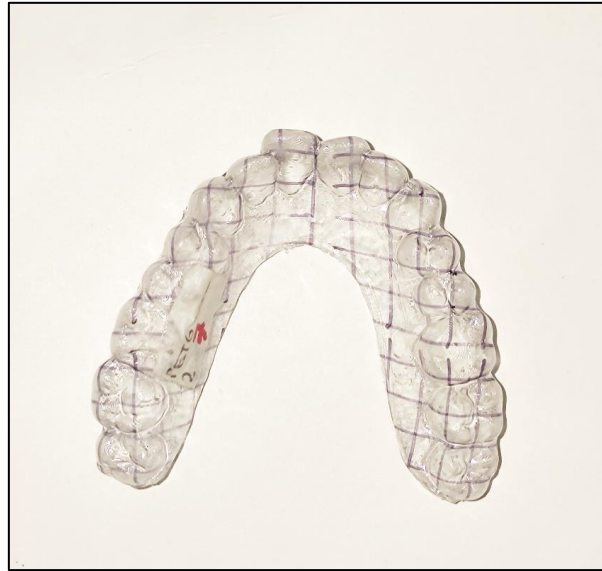
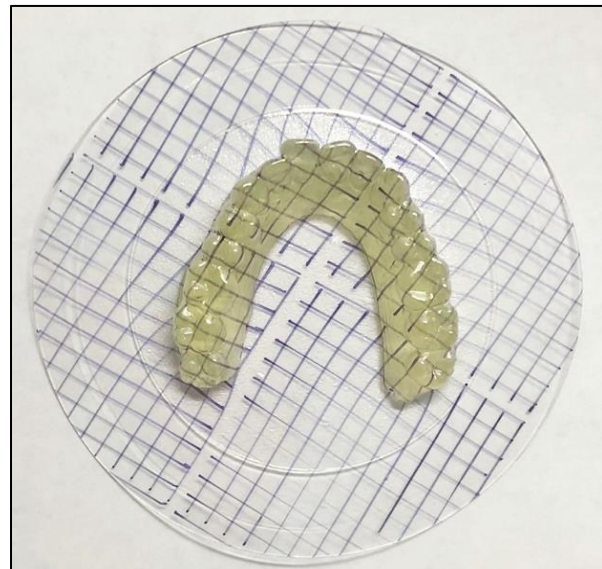


Figura 7.5 Alineador dental termoformado



7.5 MONTAJE EXPERIMENTAL

La identificación de las muestras de alineadores PET-G en cada uno de sus extremos se realiza bajo la siguiente estructura; material; espesor inicial; geometría, numeración de la muestra (

Figura 7.6). Para la primera muestra se tiene (PETG; 1,2; 2; 1). A lo largo de la demarcación de las 20 placas, se presenta una variación en el espesor y numeración.

Demarcadas las 20 muestras, se realizar la medición del espesor final en los 4 sectores del marco dental; incisos, caninos, molares, premolares, tomando como referencia el primer tipo diente (ver Figura 7.7). Para la medición del espesor final se emplea un calibre digital modificado con inserciones metálicas de 0,5 mm de espesor en las mordazas, adheridas mediante resina epóxica para la toma de medidas internas (Figura 7.8), permitiendo así la toma de cada una de las muestras en los puntos descritos (ver Anexo A).

Figura 7.6 Placas termoformadas de 1,02 mm

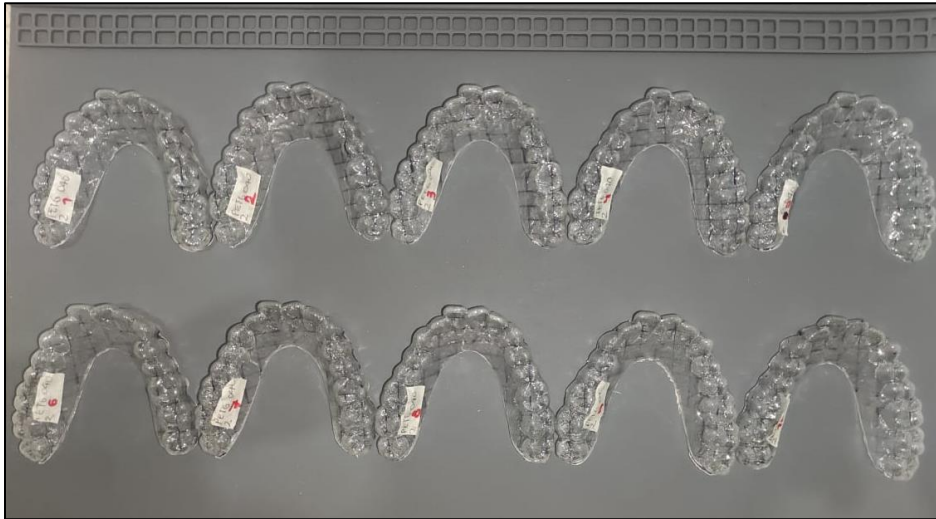


Figura 7.7 Puntos de medición en el arco dental de los alineadores termoformados

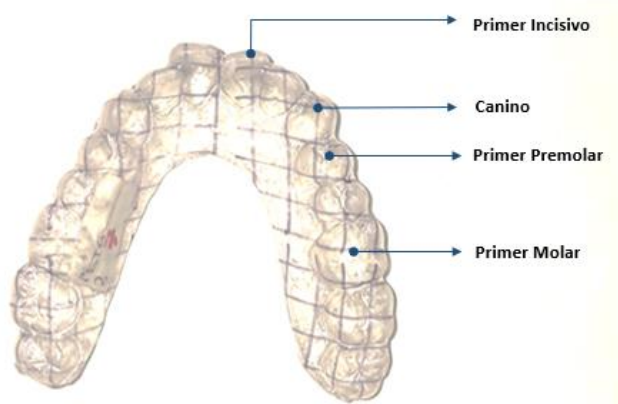


Figura 7.8 Calibrador digital modificado con inserción en las mordazas para medidas internas



Para el análisis de la deformación se plantea un método que permite cuantificar la longitud final del material en las 4 posiciones dentales. Empleando un alambre de cobre de 0,2 mm, se moldea la superficie del diente y se realiza una demarcación en el inicio y final de la cuadrícula (Figura 7.9). Seguido, mediante el microscopio electrónico PCE WSM 100 calibrado a 81,8 mm de altura con respecto a la superficie, se toman las fotografías del cable tensado. Las imágenes son cargadas al software ProScope (Figura 7.10) en el cual se cuantifica la longitud final de los 4 puntos del arco dental.

Figura 7.9 Medición de la longitud final para la deformación de la lámina

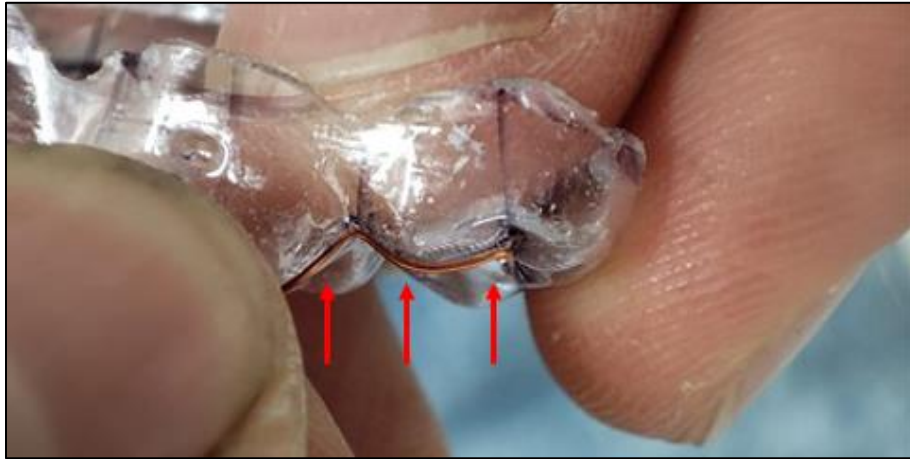
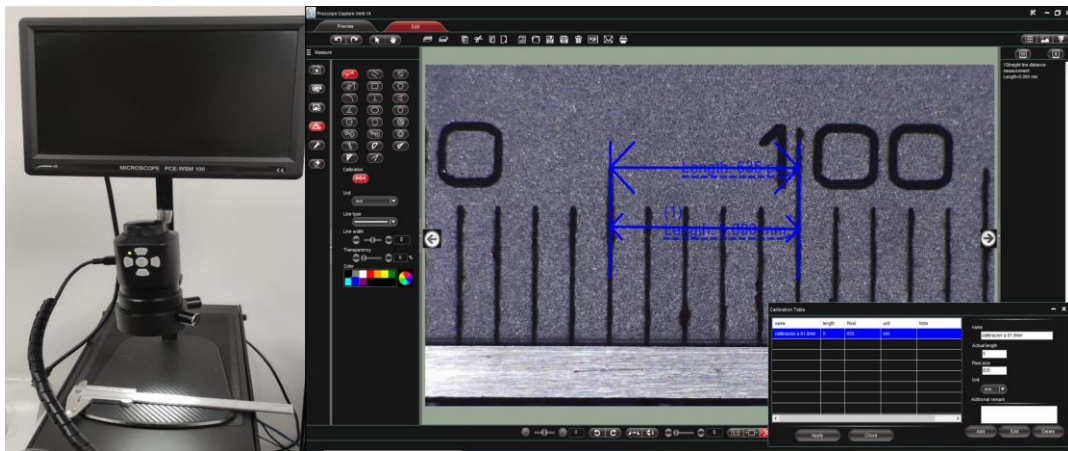


Figura 7.10 Calibración del microscopio digital PCE WSM 100



El proceso descrito se efectúa para las 20 placas termoformadas de 0,76 mm y 1,02 mm en los 4 puntos de medición, obteniendo como resultado 80 longitudes finales para análisis (ver Anexo A). En el caso la probeta 1 de 0,76 mm y 1,02 mm se obtienen las siguientes longitudes finales:

Figura 7.11 Medida molar – Alineador 1; espesor inicial 0,76 mm

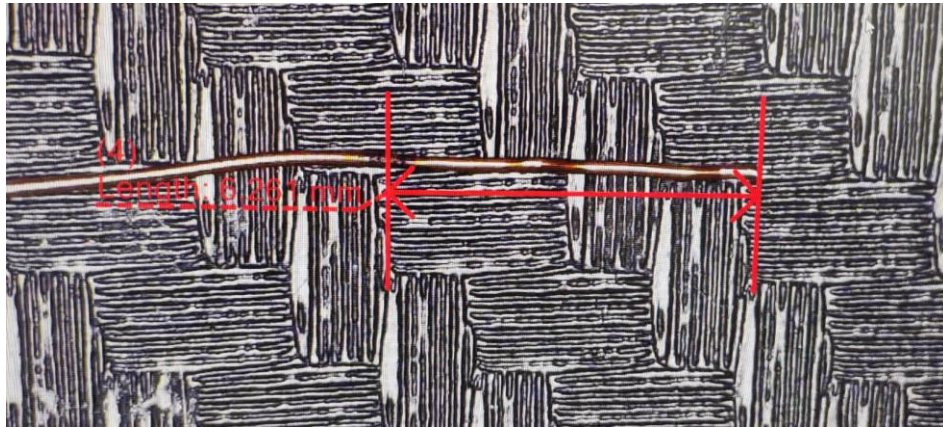


Figura 7.12 Medida premolar – Alineador 1; espesor inicial 0,76 mm

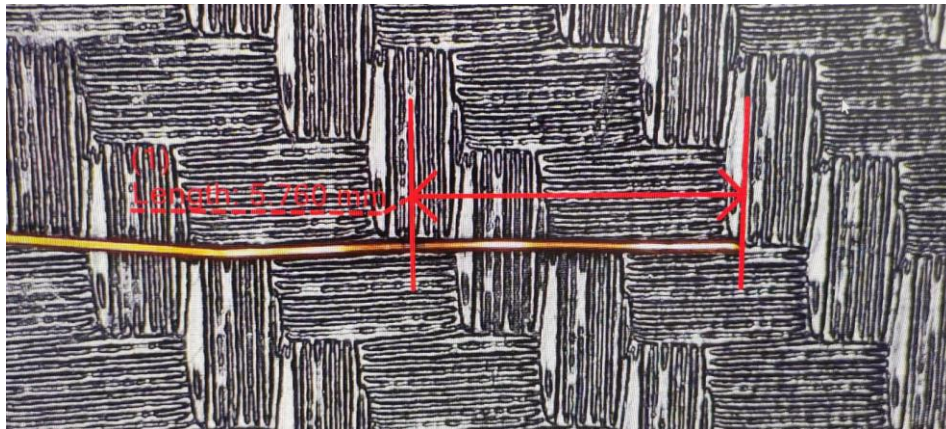


Figura 7.13 Medida canino – Alineador 1; espesor inicial 0,76 mm

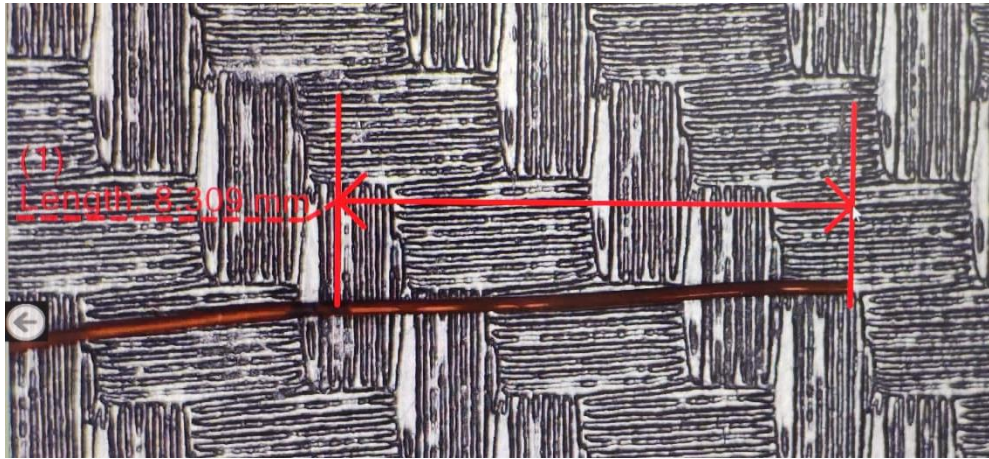


Figura 7.14 Medida incisivo – Alineador 1; espesor inicial 0,76 mm

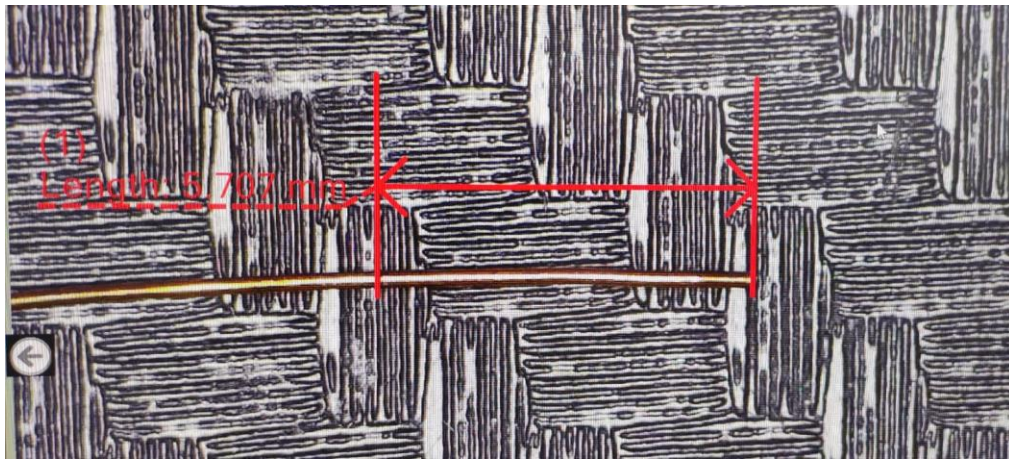


Figura 7.15 Medida molar – Alineador 1; espesor inicial 1,02 mm

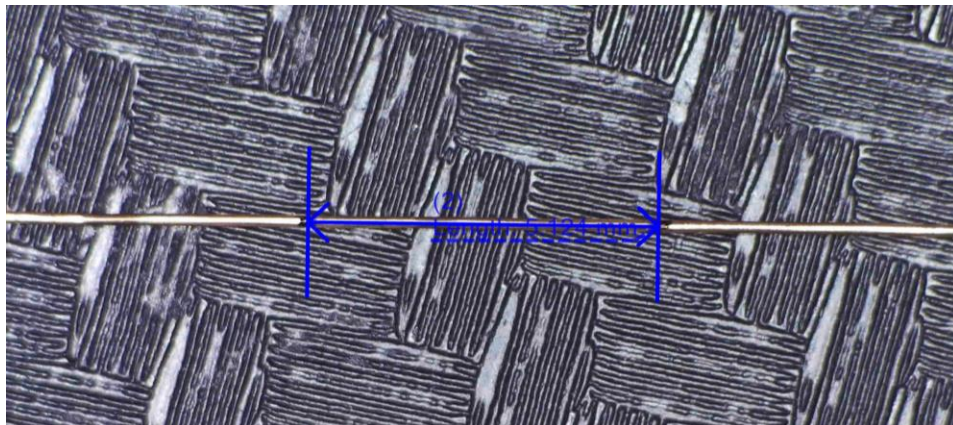


Figura 7.16 Medida premolar – Alineador 1; espesor inicial 1,02 mm

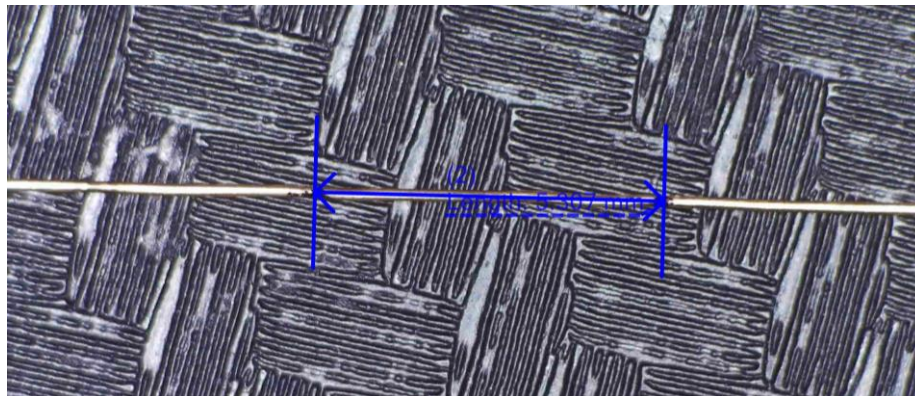


Figura 7.17 Medida canino – Alineador 1; espesor inicial 1,02 mm

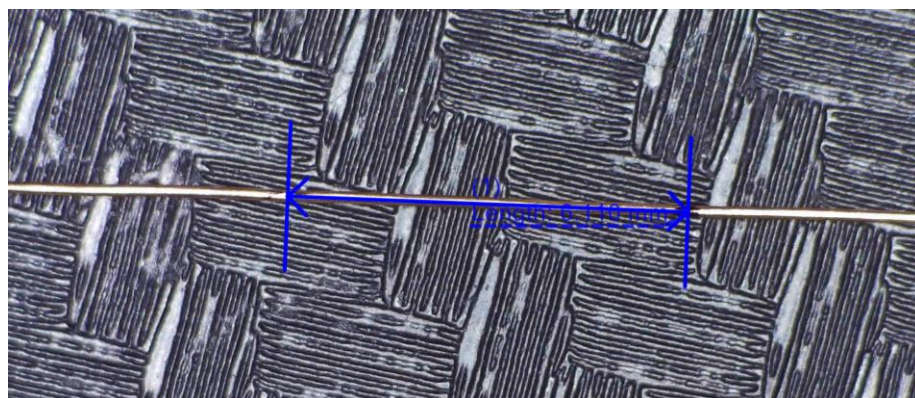
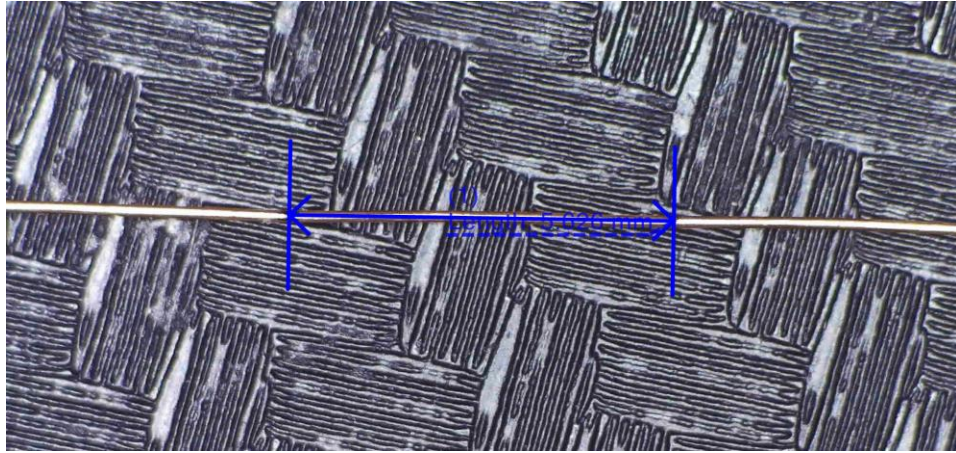


Figura 7.18 Medida incisivo – Alineador 1; espesor inicial 1,02 mm



Con los resultados experimentales de la longitud final en cada punto de medición del arco dental, se evalúan las 4 medidas de deformación a continuación descritas, para estimar la deformación del segmento (ver Anexo B - Anexo E).

Deformación Cauchy (llamada deformación ingenieril):

$$\epsilon = \frac{L_f - L_0}{L_0} = \lambda - 1 \quad 7.1$$

Deformación Hencky (llamada deformación logarítmica):

$$\epsilon = \ln(\lambda) = \ln(\epsilon + 1) \quad 7.2$$

Deformación de Green:

$$\epsilon_G = \frac{1}{2} \left(\frac{L_f^2 - L_0^2}{L_0^2} \right) = \frac{1}{2} (\lambda^2 - 1) \quad 7.3$$

Deformación Euler - Almansi (llamada teoría de grandes deformaciones):

$$\epsilon_E = \frac{1}{2} \left(\frac{L_f^2 - L_0^2}{L_f^2} \right) = \frac{1}{2} (1 - 1/\lambda^2) \quad 7.4$$

8 ANÁLISIS DE RESULTADOS

8.1 ANÁLISIS DE VARIABLES GEOMÉTRICAS

Para investigar el conjunto de datos experimentales se lleva a cabo un análisis de varianza de dos vías, basado en el modelo:

$$y_{ijk} = \mu + \alpha_i + \beta_j + \alpha\beta_{ij} + \varepsilon_{ijk} \quad 8.1$$

Donde:

y_{ijk} representa al k-ésimo sujeto en el i-ésimo nivel del factor A (Espesor inicial) y el j-ésimo nivel del factor B (Diente)

μ es la media poblacional

α_i y β_j son los factores

$\alpha\beta$ representa a la interacción

ε es el error experimental

Los factores que serán estudiados son:

α_i con dos niveles de espesores iniciales: 0,76mm y 1,02mm

β_j con cuatro niveles (cuatro tipos de dientes): primer molar, primer premolar, canino y primer incisivo.

* Los dos factores son fijos ya que no es posible seleccionar sus niveles de forma aleatoria.

Las variables de respuesta que serán analizadas son:

Espesor final y deformación, para esta variable se han usado cuatro modelos: deformación Cauchy, deformación Hencky, deformación Green y deformación Euler Almansi.

En esencia, la aplicación de este modelo a las dos variables de respuesta nos permitirá responder preguntas referidas a las diferencias en las medias de las poblaciones debidas a cualquiera de los dos factores. La varianza total de las observaciones es particionada en la varianza debida a cada uno de los factores y la varianza debida a la interacción de los factores.

La prueba de F es válida si se cumplen los siguientes supuestos:

- I. Las observaciones tienen una distribución normal.
- II. Las varianzas son homogéneas.
- III. Las observaciones son independientes unas de otras.

El análisis será realizado con el software estadístico SPSS v. 26, que ha sido seleccionado por su versatilidad, capacidad para realizar la prueba de análisis de varianza, supuestos estadísticos y robustez para análisis, incluso cuando los supuestos no se cumplen a cabalidad.

8.1.1 Validación De Supuestos: Espesor Final

Prueba de normalidad

Aplicada la prueba de normalidad para la primera variable de respuesta, se emplea la prueba de Kolmogorov-Smirnov (K-S) para contrastar la hipótesis nula (la distribución de los datos es normal). De acuerdo a la prueba K-S, el valor de probabilidad es menor a 0,05 (Tabla 8.1), por lo cual se rechaza la hipótesis nula, es decir; la distribución de los datos no es normal a un nivel de 5%. Sin embargo, es posible aceptar la hipótesis a un nivel de 1% ya que el valor de probabilidad es mayor a 0,01. Teniendo en cuenta que la decisión es ambigua, se emplea un gráfico Q-Q para tomar una decisión final.

Tabla 8.1 Prueba de normalidad – Espesor final

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Espesor final	,103	80	,036	,978	80	,175

a. Corrección de significación de Lilliefors

Como se observa en la Figura 8.1, los puntos se ajustan en su mayoría a la recta que representa la distribución normal de datos. No obstante, existen algunos puntos extremos que no se ajustan y que provocan la ambigüedad (Tabla 8.2).

Figura 8.1 Gráfico Q-Q normal – Espesor final

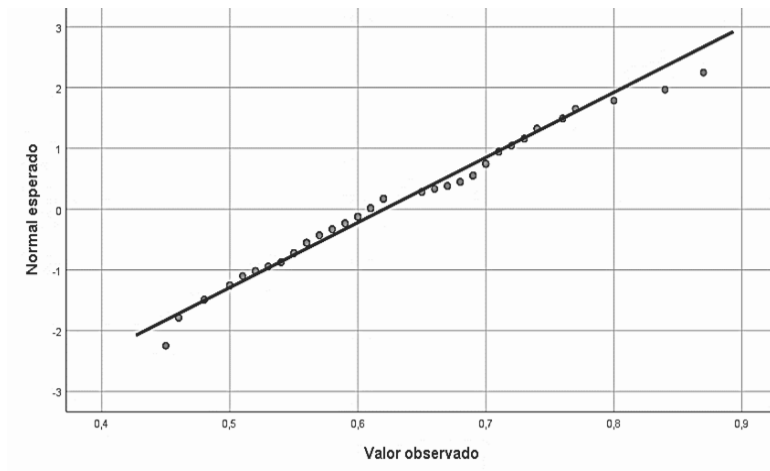


Tabla 8.2 Valores extremos prueba de normalidad – Espesor final

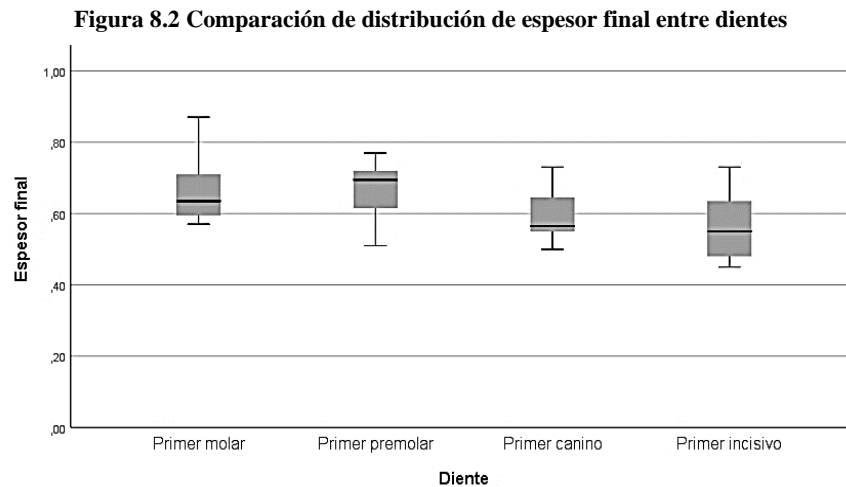
		Número del caso		Valor
Espesor final	Mayor	1	14	,87
		2	11	,84
		3	13	,80
		4	31	,77
		5	33	,76 ^a
	Menor	1	71	,45
		2	66	,46
		3	65	,46
		4	64	,46
		5	63	,48 ^b

En este punto es posible realizar una de las siguientes acciones: realizar una transformación de datos; suprimir los valores extremos; optar por una alternativa no paramétrica. Sin embargo, dado que el valor de asimetría es sólo de 0,280 (cerca de cero), se define realizar el análisis de varianza sin realizar ninguna de las anteriores acciones debido a que:

- Es de esperarse que una transformación de datos no altere significativamente la distribución debido al valor bajo de la asimetría.
- Suprimir valores no es aconsejable ya que se pierde información para el análisis de varianza. Además, por lo observado en la **Figura 8.1** no existen valores que superen el valor de $\pm 1,5$ y ± 3 veces la desviación estándar.
- Se realizará una prueba no paramétrica para efectos de comparación.

Homocedasticidad

Con base en lo observado en la **Figura 8.2**, las posiciones de las medianas no presentan una diferencia significativa. De ahí que, a continuación se realiza la prueba de Levene para verificar este extremo.



De acuerdo a la Prueba de Levene para igualdad de varianzas (ver Tabla 8.3), el valor de probabilidad es de 0,067 (basado en la mediana), por lo que se acepta la hipótesis nula de igualdad de varianzas.

Tabla 8.3 Prueba de Levene – Espesor final

		Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
Espesor final	Se basa en la media	3,072	7	72	,007
	Se basa en la mediana	1,996	7	72	,067
	Se basa en la mediana y con gl ajustado	1,996	7	54,448	,072
	Se basa en la media recortada	2,974	7	72	,009

Prueba la hipótesis nula de que la varianza de error de la variable dependiente es igual entre grupos.

a. Variable dependiente: Espesor final

b. Diseño : Intersección + El + Diente + El * Diente

Análisis de varianza: Modelo factorial 2²

Para el análisis de varianza se plantean las siguientes hipótesis nulas:

- I. No existe diferencia en el espesor final de las láminas para los dos niveles de espesor inicial.
- II. No existe diferencia en el espesor final de las láminas entre tipos de dientes.
- III. No existe interacción entre los niveles de los factores A y B.

Se observa diferencia significativa entre factores (ver Tabla 8.4), tanto para el factor A (Espesor inicial) como para el factor B (Diente), el valor de Sig. es 0,000 por lo que se tiene diferencia significativa para cualquier nivel de probabilidad. Esto quiere decir que los espesores finales son diferentes de acuerdo a los espesores iniciales, lo cual es de esperarse y este factor podría ser considerado como un bloque en lugar de un factor. Al igual, existe diferencia significativa en el espesor final para cada tipo de diente. No obstante, no existe interacción entre los espesores iniciales y los tipos de dientes tal como se observa en la Figura 8.3.

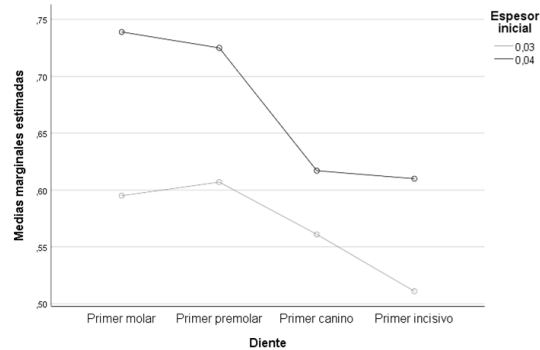
Tabla 8.4 Prueba de efectos inter-sujetos

Variable dependiente: Espesor final

Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	,414 ^a	7	,059	15,503	,000
Intersección	30,814	1	30,814	8067,967	,000
EI	,217	1	,217	56,911	,000
Diente	,176	3	,059	15,404	,000
EI * Diente	,021	3	,007	1,800	,155
Error	,275	72	,004		
Total	31,503	80			
Total corregido	,689	79			

a. R al cuadrado = ,601 (R al cuadrado ajustada = ,562)

Figura 8.3 Medidas marginales estimadas de espesor final



Hallándose diferencias en los espesores iniciales por tipo de diente y espesor final en todos los casos, esto quiere decir que, en ninguno de los casos se encuentra igualdad en el espesor final para ninguno tipo de diente comparado con los espesores iniciales.

Las pruebas de significancia realizadas son Tukey y Duncan muestran que existen dos subgrupos en los espesores iniciales comparados con los niveles de dientes. De la

Tabla 8.5 se concluye que: el espesor final del primer incisivo es significativamente diferente al espesor final del primer molar, siendo estos dos los valores extremos.

Tabla 8.5 Prueba de significancia Turkey y Duncan – Espesor final

	Diente	N	Subconjunto	
			1	2
HSD Tukey ^{a,b}	Primer incisivo	20	,5605	
	Primer canino	20	,5890	
	Primer premolar	20		,6660
	Primer molar	20		,6670
	Sig.		,468	1,000
Duncan ^{a,b}	Primer incisivo	20	,5605	
	Primer canino	20	,5890	
	Primer premolar	20		,6660
	Primer molar	20		,6670
	Sig.		,149	,959

Se visualizan las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

Se basa en las medias observadas.

El término de error es la media cuadrática(Error) = ,004.

a. Utiliza el tamaño de la muestra de la media armónica = 20,000.

b. Alfa = ,05.

Con base en lo anterior, se puede afirmar que:

- Los espesores finales son diferentes al 1% para los dos niveles de espesor inicial.
- Los espesores finales son diferentes al 1% para los cuatro tipos de dientes, siendo la diferencia más significativa de acuerdo con las pruebas de Duncan y Tukey las referidas al primer incisivo y el primer molar.
- No existen interacción entre factores.

8.1.2 Validación De Supuestos: Deformación

Prueba de normalidad

Aplicada la prueba de normalidad para la segunda variable de respuesta, se emplea la prueba de Kolmogorov-Smirnov (K-S) para contrastar la hipótesis nula (la distribución de los datos es normal). De acuerdo a los resultados encontrados (Tabla 8.6), se tiene que tres de los cuatro métodos utilizados para medir la deformación no presentan una distribución normal. Con el 5% de significancia se ha encontrado que el método Euler – Almansi Strain tiene una distribución normal por lo que serán estos los resultados empleados en el análisis.

Tabla 8.6 Prueba de normalidad – Deformación

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Cauchy Strain	,181	80	,000	,706	80	,000
Hencky Strain	,125	80	,004	,947	80	,002
Green Strain	,144	80	,000	,895	80	,000
Euler - Almansi Strain	,096	80	,065	,979	80	,210

a. Corrección de significación de Lilliefors

Como se observa en la Figura 8.4, los puntos se ajustan en su mayoría a la recta, que representa la distribución normal de datos.

De la misma forma, el valor de la asimetría es de 0,312, que por ser cercano a 0 induce a que existe una leve asimetría hacia la derecha pero no significativa. En la Figura 8.5 no se encuentra la presencia de valores extremos.

Figura 8.4 Gráfico Q-Q – Deformación Euler Almansi

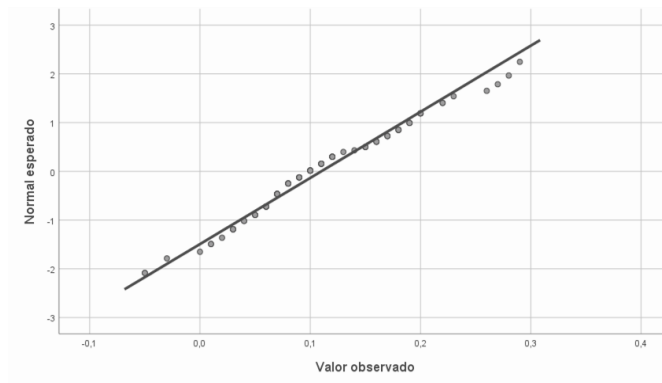


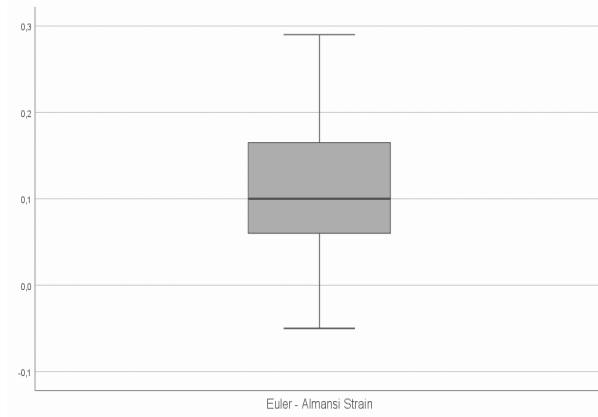
Tabla 8.7 Valores extremos prueba de normalidad – Deformación Euler Almansi

Euler - Almansi Strain	Mayor	1	60	,29
		2	53	,28
		3	74	,27
		4	59	,26
		5	72	,23
	Menor	1	29	-,05
		2	26	-,05
		3	30	-,03
		4	3	,00
		5	35	,01 ^a

a. Sólo se muestra una lista parcial de casos con el valor ,01 en la tabla de extremos inferiores.

b. Sólo se muestra una lista parcial de casos con el valor ,39 en la tabla de extremos superiores.

Figura 8.5 Gráfico de cajas y bigotes – Deformación Euler Almansi



Homoceasticidad

Por lo observado en la De acuerdo a la Prueba de Levene para igualdad de varianzas (Tabla 8.8), el valor de probabilidad es de 0,216 (basado en la media), por lo que se acepta la hipótesis nula de igualdad de varianzas.

Figura 8.6, la diferencia en las posiciones de las medianas no parece ser muy alta, por lo que se realizará la prueba de Levene para verificar este extremo.

De acuerdo a la Prueba de Levene para igualdad de varianzas (Tabla 8.8), el valor de probabilidad es de 0,216 (basado en la media), por lo que se acepta la hipótesis nula de igualdad de varianzas.

Figura 8.6 Comparación de distribución de deformación de Euler – Almansi entre dientes

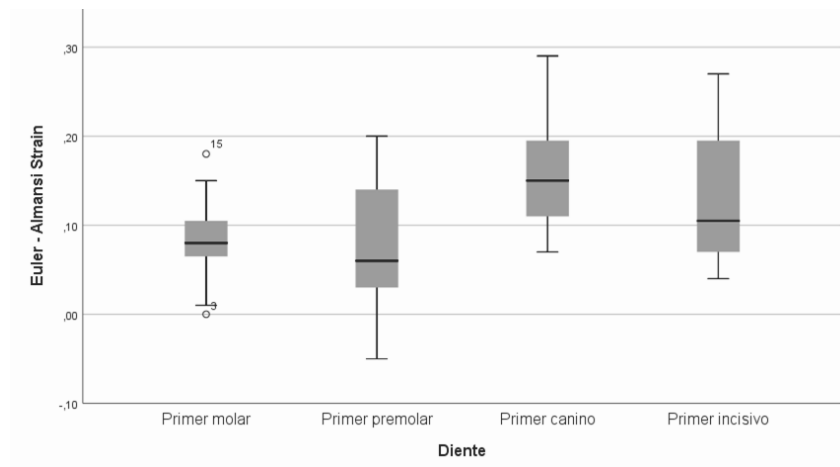


Tabla 8.8 Prueba de Levene – Deformación Euler Almansí

		Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
Euler - Almansí Strain	Se basa en la media	1,408	7	72	,216
	Se basa en la mediana	1,171	7	72	,330
	Se basa en la mediana y con gl ajustado	1,171	7	61,208	,333
	Se basa en la media recortada	1,437	7	72	,204

Prueba la hipótesis nula de que la varianza de error de la variable dependiente es igual entre grupos.

a. Variable dependiente: Euler - Almansí Strain

b. Diseño : Intersección + El + Diente + El * Diente

Análisis de varianza: Modelo factorial 2²

Para el análisis de varianza se plantean las siguientes hipótesis nulas:

- I. No existe diferencia en el espesor final de las láminas para los dos niveles de espesor inicial.
- II. No existe diferencia en el espesor final de las láminas entre tipos de dientes.
- III. No existe interacción entre los niveles de los factores A y B.

Se observa diferencia significativa entre factores (ver **Tabla 8.9**), tanto para el factor A (Deformación) como para el factor B (Diente), el valor de Sig. es 0,000 por lo que se tiene diferencia significativa para cualquier nivel de probabilidad. Esto quiere decir que las

deformaciones son diferentes de acuerdo a los espesores iniciales, lo cual es de esperarse y este factor podría ser considerado como un bloque en lugar de un factor.

Tabla 8.9 Prueba de efectos inter-sujetos – Deformación Euler Almansi

Variable dependiente: Euler - Almansi Strain

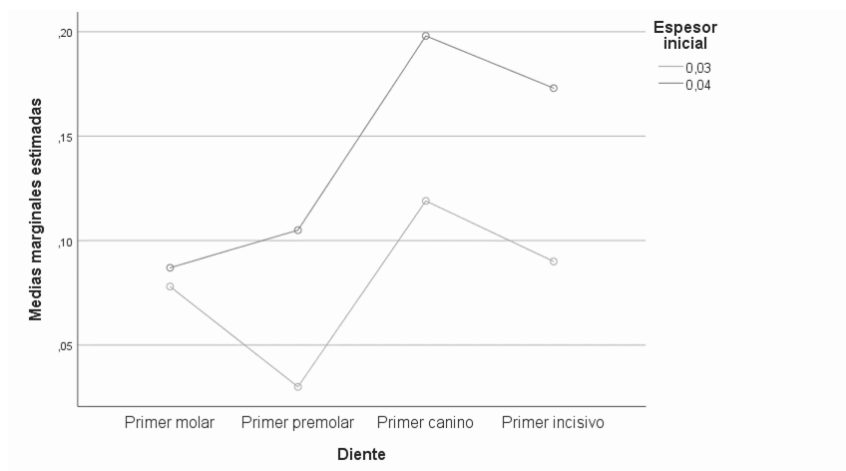
Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	,202 ^a	7	,029	9,129	,000
Intersección	,968	1	,968	306,653	,000
EI	,076	1	,076	23,964	,000
Diente	,108	3	,036	11,356	,000
EI * Diente	,019	3	,006	1,957	,128
Error	,227	72	,003		
Total	1,397	80			
Total corregido	,429	79			

a. R al cuadrado = ,470 (R al cuadrado ajustada = ,419)

Al igual, existe diferencia significativa en la deformación para cada tipo de diente y, se encuentra que existe interacción entre las deformaciones y los tipos de dientes tal como se observa en la

Figura 8.7.

Figura 8.7 Medidas marginales estimadas de deformación de Euler – Almansi



Hallándose diferencias en la deformación por tipo de diente y espesor inicial en todos los casos, se tiene que en ninguno de los casos se encuentra igualdad en la deformación para ningún tipo de diente comparado con los espesores iniciales.

Las pruebas de significancia Turkey y Duncan demuestran que existen dos subgrupos en los espesores iniciales comparados con los niveles de dientes (Tabla 8.10).

Tabla 8.10 Prueba de significancia Turkey y Duncan – Deformación Euler - Almansi

	Diente	N	Subconjunto	
			1	2
HSD Tukey ^{a,b}	Primer premolar	20	,0675	
	Primer molar	20	,0825	
	Primer incisivo	20		,1315
	Primer canino	20		,1585
	Sig.		,833	,431
Duncan ^{a,b}	Primer premolar	20	,0675	
	Primer molar	20	,0825	
	Primer incisivo	20		,1315
	Primer canino	20		,1585
	Sig.		,401	,133

Se visualizan las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

Se basa en las medias observadas.

El término de error es la media cuadrática(Error) = ,003.

a. Utiliza el tamaño de la muestra de la media armónica = 20,000.

b. Alfa = ,05.

De los resultados de la prueba de Turkey y Duncan (Tabla 8.10) se concluye que: la deformación del primer incisivo es significativamente diferente a la deformación del primer molar, siendo estos dos los valores extremos.

- Siendo posible afirmar que: las deformaciones son diferentes al 1% para los dos niveles de espesor inicial.
- Las deformaciones son diferentes al 1% para los cuatro tipos de dientes, siendo la diferencia más significativa de acuerdo con las pruebas de Duncan y Tukey las referidas al primer incisivo y el primer molar.
- Existen interacción entre factores.

8.2 ANÁLISIS DE CORRELACIÓN DE LAS VARIABLES IDENTIFICADAS

A menudo, es preciso incluir un regresor (o dos o tres) en un modelo de regresión que represente la pertenencia a uno de varios grupos distintos. O tal vez se tienen datos de un experimento que incluye una condición de control y tres o cuatro condiciones de tratamiento experimentales.

Estas variables pueden estar codificadas numéricamente en los datos. En este caso se asigna un valor a cada diente:

1 = *Primer molar*

2 = *Primer premolar*

3 = *Canino*

4 = *Primer incisivo*

Estos valores son códigos arbitrarios, no llevan información cuantitativa. Aunque esto también es cierto para los regresores dicotómicos, no es una limitante cuando solo hay dos grupos. Sin embargo, cuando una variable categórica tiene más de dos categorías, no se puede simplemente usar estos códigos numéricos arbitrarios como un regresor en un modelo de regresión. Hacerlo generalmente producirá resultados no congruentes.

8.2.1 Modelo 1. Espesor Final Como Variable Dependiente

A partir de la Tabla 8.11 de coeficientes es posible generar la ecuación del modelo:

$$E_f = 0,508 + 0,106(\textit{Primer molar}) + 0,105(\textit{Primer premolar}) + 0,028(\textit{Primer canino}) + 0,104(\textit{EI_dummy}) \quad 8.2$$

De esta manera, se pronostica un espesor final a partir del espesor inicial y del tipo de diente. Cada grupo tiene una combinación única en comparación a los otros grupos

(dientes). Debido a que se tienen cuatro grupos codificados con variables indicadoras, solo hay cuatro patrones únicos de los indicadores, por lo que el modelo genera cuatro valores para \hat{Y} , uno para cada grupo, tal como se observa en las ecuaciones 8.3 a 8.6.

Tabla 8.11 Coeficientes – Espesor final

Modelo		Coeficientes no estandarizados		Coeficientes estandarizados	t	Sig.
		B	Desv. Error			
1	(Constante)	,508	,016		32,390	,000
	Primer molar	,106	,020	,497	5,364	,000
	Primer premolar	,105	,020	,492	5,314	,000
	Primer canino	,028	,020	,133	1,436	,155
	El_dummy	,104	,014	,561	7,426	,000

a. Variable dependiente: Espesor final

Primer molar:

$$E_f = 0,508 + 0,106(1) + 0,105(0) + 0,028(0) + 0,104(EI_dummy) \quad 8.3$$

Primer premolar:

$$E_f = 0,508 + 0,106(0) + 0,105(1) + 0,028(0) + 0,104(EI_dummy) \quad 8.4$$

Primer canino:

$$E_f = 0,508 + 0,106(0) + 0,105(0) + 0,028(1) + 0,104(EI_dummy) \quad 8.5$$

Primer incisivo:

$$E_f = 0,508 + 0,106(0) + 0,105(0) + 0,028(0) + 0,104(EI_dummy) \quad 8.6$$

Como se puede apreciar en la

Tabla 8.12 el modelo explica un 57,1% de la varianza total, siendo con base al criterio de Cohen un modelo altamente aceptable.

Tabla 8.12 Resumen del modelo 1

Modelo	R	R cuadrado	R cuadrado ajustado	Error estándar de la estimación
1	,756 ^a	,571	,548	,06278

a. Predictores: (Constante), EI_dummy, Primer canino, Primer premolar, Primer molar

8.2.2 Modelo 2. Deformación Como Variable Dependiente

Tabla 8.13 Coeficientes – Deformación

Modelo		Coeficientes no estandarizados		Coeficientes estandarizados	t	Sig.
		B	Desv. Error	Beta		
1	(Constante)	,101	,014		7,039	,000
	EI_dummy	,062	,013	,420	4,804	,000
	Primer molar	-,049	,018	-,290	-2,707	,008
	Primer premolar	-,064	,018	-,378	-3,535	,001
	Primer canino	,027	,018	,160	1,491	,140

a. Variable dependiente: Euler - Almansi Strain

A partir de la Tabla 8.13 de coeficientes se obtiene la ecuación del modelo:

$$D_f = 0,101 - 0,049(\text{Primer molar}) - 0,064(\text{Primer premolar}) + 0,027(\text{Primer canino}) + 0,062(\text{EI_dummy}) \quad 8.7$$

De esta manera es posible pronosticar una deformación a partir del espesor inicial y del tipo de diente. Cada grupo tiene una combinación única en comparación a los otros grupos (dientes). Debido a que se tienen cuatro grupos codificados con variables

indicadoras, sólo hay cuatro patrones únicos de los indicadores, por lo que el modelo sólo genera cuatro valores para \hat{Y} , uno para cada grupo, tal como se observa en las ecuaciones 8.8 a 8.11:

Primer molar:

$$D_f = 0,101 - 0,049(1) - 0,064(0) + 0,027(0) + 0,062(EI_dummy) \quad 8.8$$

Primer premolar:

$$D_f = 0,101 - 0,049(0) - 0,064(1) + 0,027(0) + 0,062(EI_dummy) \quad 8.9$$

Primer canino:

$$D_f = 0,101 - 0,049(0) - 0,064(0) + 0,027(1) + 0,062(EI_dummy) \quad 8.10$$

Primer incisivo:

$$D_f = 0,101 - 0,049(0) - 0,064(0) + 0,027(0) + 0,062(EI_dummy) \quad 8.11$$

Como se puede apreciar en la **Tabla 8.14** el modelo explica un 42,7% de la varianza total, siendo de acuerdo al criterio de Cohen un modelo medianamente aceptable.

Tabla 8.14 Resumen del modelo 2

Modelo	R	R cuadrado	R cuadrado ajustado	Error estándar de la estimación
1	,653 ^a	,427	,396	,05725

a. Predictores: (Constante), Primer canino, EI_dummy, Primer premolar, Primer molar

9 CONCLUSIONES

Se encuentra correlación con los análisis de los resultados obtenidos en el trabajo paralelo de investigación de la Universidad Autónoma de Manizales, denominado “Efecto que ejercen el polímero, el espesor y la geometría en la magnitud y la distribución de las fuerzas transversales ejercidas por los alineadores plásticos termoformados durante la expansión del arco maxilar”, a cargo de la investigadora Camila Cuervo Escobar, en donde se demostró que las fuerzas ejercidas por alineador dental, no eran tan efectivas en el primer molar como en el canino.

La medida con menor espesor final para los 4 tipos de dientes descritos se obtuvo con una muestra del primer incisivo con un valor de 0,45 mm para un espesor inicial de la lámina de 1,02mm, lo cual significa una reducción del 44% de su espesor. En contraste, la mayor de deformación se obtuvo con una muestra del canino con valor de 7,786 para un espesor de 1,02mm, lo cual significa un aumento del 55,7% teniendo en cuenta que longitud inicial de la cuadrícula estaba dada por 5mm*5mm.

Los valores mínimos de espesor final y máximos de deformación final se obtuvieron con muestras de espesor inicial 1,02mm. Así mismo, la mayor dispersión en las muestras se presentó en el primer incisivo para ambos espesores y el diente con menor desviación en las medidas de deformación fue el primer molar, exhibiendo mayor uniformidad en las deformaciones para ambos espesores iniciales.

Se logró la modelación de ecuaciones para las dos variables dependientes espesor y deformación, con valores de aceptación del 57,1% y 42,7% respectivamente, discretizadas en los 4 tipo de dientes. Las cuales, permiten analizar la correlación entre las variables de estudio y ser base para futuras investigación en el ámbito de las variables geométricas/mecánicas de los alineadores dentales.

10 RECOMENDACIONES / LIMITACIONES

Los espesores finales estudiados en los 4 tipos de dientes del arco dental (primer molar, primer premolar, canino, primer incisivo) son significativamente diferentes de acuerdo a los espesores iniciales (0,76mm y 1,02mm). Teniendo en cuenta que los espesores finales varían independientemente del grosor de la lámina seleccionada es de analizar si el calibre tiene una influencia significativa en las características mecánicas, como lo son la resistencia a la fluencia lenta (creep), lo cual comprometería la eficacia del tratamiento de ortodoncia. Existen factores a tener en cuenta como el confort al usar el alineador a medirse en pacientes, ya que el espesor no se podría aumentar indefinidamente.

El espesor final del primer incisivo es significativamente diferente al espesor final del primer molar. Esto se podría traducir en que el espesor final de la lámina está directamente relacionado con la altura de la corona dental. Se tendría que analizar hasta qué punto el espesor final compromete la eficacia del tratamiento.

No se evidencia relación entre el espesor final y el espesor inicial de la lámina. Entendiendo, que se trabajó en esta investigación con calibres comerciales regionales, esto podría significar un sesgo si se tiene en cuenta que existen en el mercado mayores calibres para el estudio del termoformado de alineadores dentales.

Los valores mínimos de espesor final y máximos de deformación final se obtuvieron con muestras de espesor inicial 1,02mm, por lo cual se recomendaría replicar el experimento con valores superiores a 1,02mm para determinar si el aumento de espesor supone una mayor dificultad para controlar el producto final.

Por último, el material polimérico PET-G fue abordado por su idoneidad en biocompatibilidad, transparencia, estabilidad térmica y facilidad en el termoformado. Materiales similares en aplicación como el polipropileno PP y poliuretano PU podrían demostrar comportamientos distintos a los presentados en esta investigación.

11 REFERENCIAS

- [1] N. Kohda, M. Lijima, T. Muguruma, W. A. Brantley, K. S. Ahluwalia, I. Mizoguchi, “Effects of mechanical properties of thermoplastic materials on the initial force of thermoplastic appliances”, *The Angle Orthodontist*, vol. 83, no. 3, pp. 476-483, 2013. doi: 10.2319/052512-432.1
- [2] C. Alvarez, Y. Orozco. J. P. Gómez, J. S. Velandia, E. J. De La Rosa, E. Montoya, “Comparación de propiedades mecánicas de láminas poliméricas usadas en la fabricación de alineadores dentales”, *Revista de divulgación y tecnología de la Red Internacional de Investigadores de Ingeniería Industria*, art. 5, vol. 6, no. 11, 2019.
- [3] M. Simon, L. Keilig, J. Schwarze, B. A. Jung, C. Bourauel, “Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners: Incisor torque, premolar derotation, and molar distalization”, *Sciende Direct*, vol. 145, no. 6, pp. 728-736, 2014. doi: 10.1016/j.ajodo.2014.03.015
- [4] L. J. Barbagallo, G. Shen, A. S. Jones, M. V. Swain, P. Petocz, M. A. Darendeliler, “A Novel Pressure Film Approach for Determining the Force Imparted by Clear Removable Thermoplastic Appliances”, *Springer*, vol. 36, no. 2, pp. 335-341, 2008. doi: 10.1007/s10439-007-9424-5
- [5] L. Lombardo, A. Arreghini. R. Maccarrone, A. Bianchi, S. Scalia, G. Siciliani, “Optical properties of orthodontic aligners—spectrophotometry analysis of three types before and after aging”, *Springer*, vol. 16, no. 41, 2015. doi: 10.1186/s40510-015-0111-z
- [6] W. Hahn, B. Engelke, K. Jung, H. Dathe, J. Fialka-Fricke, D. Kubein-Meesenburg, R. Sadat-Khonsari, “Initial Forces and Moments Delivered by Removable Thermoplastic Appliances during Rotation of an Upper Central Incisor”, *The Angle Orthodontist*, vol. 80, no. 2, pp.239-246, 2010. doi: 10.2319/033009-181.1

- [7] G. D. Gardner, W. J. Dunn y L. Talomis, “Wear comparison of thermoplastic materials used for orthodontic retainers”, *American Journal Of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics*, vol. 124, no. 3, pp. 294-297, 2003. doi:10.1016/S0889-5406(03)00502-X
- [8] N. Zhang, Y. Bai, X. Ding & Y. Zhan, “Preparation and characterization of thermoplastic materials for invisible orthodontics”, *Dental Materials Journal*, vol.30, no. 6, pp. 954-959, 2011. doi: 10.4012/dmj.2011-120
- [9] D. Fang, N. Zhang, H. Chen, Y. Bai. “Dynamic stress relaxation of orthodontic thermoplastic materials in a simulated oral environment”. *Dental Materials Journal*, vol. 32, no.6, pp. 946–951, 2013. doi: 10.4012/dmj.2013-131
- [10] L. Lombardo, E. Martines, V. Mazzanti, A. Arreghini, F. Mollica, y G. Siciliani, “Stress relaxation properties of four orthodontic aligner materials: A 24-hour in vitro study”, *The Angle Orthodontist*, vol. 87, no. 1, pp. 11-18, 2017. doi: 10.2319/113015-813.1
- [11] A. Alexandropoulos, Y.S. Al Jabbari, S. Zinelis, T. Eliades, “Chemical and mechanical characteristics of contemporary thermoplastic orthodontic materials”, *Australian Orthodontic Journal*, vol. 31, no. 2, pp. 165-170, 2015.
- [12] G. D. Gardner, W. J. Dunn y L. Talomis, “Wear comparison of thermoplastic materials used for orthodontic retainers”, *American Journal Of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics*, vol. 124, no. 3, pp. 294-297, 2003. doi:10.1016/S0889-5406(03)00502-X
- [13] J. S. Kwon, Y. K. Lee, B. S. Lim, Y. K. Lim, “Force delivery properties of thermoplastic orthodontic materials”, *American Journal Of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics*, vol. 133, no. 2, pp. 228-234, 2008. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.03.034
- [14] J. Ryu, J. Kwon, H. Jiang, J. Cha y K. Kim, “Effects of thermoforming on the physical and mechanical properties of thermoplastic materials for transparent orthodontic aligners”, *The*

Korean Journal of Orthodontics, vol. 48, no. 5, pp. 316-325, 2018. doi:
10.4041/kjod.2018.48.5.316

- [15] C. J. Dent Rest, “Mechanical Properties of Orthodontic Thermoplastics PETG/ PC2858 after Blending”, *NCBI*, vol. 19, no. 1, pp. 43-48, 2016. doi: 10.3290/j.cjdr.a35696.
- [16] P. H. Buschang, S. G. Shaw, M. Ross, D. Crosby, P.M. Campbell, “Comparative time efficiency of aligner therapy and conventional edgewise braces”, *The Angle Orthodontist*, vol. 84, no. 3, pp. 391-396, 2014. Doi: 10.2319/062113-466
- [17] L. Gao, A. Michelhaus, “Forces and moments delivered by the PET-G aligner to a maxillary central incisor for palatal tipping and intrusion”, *The Angle Orthodontist*, vol. 87, no. 4, pp. 534-541, 2017 doi: 10.2319/090216-666.1
- [18] F. Gianluigi, C. Tommaso, “Correction of severe tooth rotations using clear aligners: A case report”, *Australian Orthodontic Journal*, vol. 28, no. 2, pp. 245-249, 2012.
- [19] T. Grünheid, S. Gaalaas, H. Hamdan, B. E. Larson, “Effect of clear aligner therapy on the buccolingual inclination of mandibular canines and the intercanine distance”, *The Angle Orthodontist*, vol. 86, no. 1, pp. 10-16, 2016 doi: 10.2319/012615-59.1
- [20] R. L. Boyd, “Esthetic Orthodontic Treatment Using the Invisalign Appliance for Moderate to Complex Malocclusions”, *Journal of Dental Education*, vol. 72, no. 8, pp.948-967, 2008.
- [21] L. O. Duncan, L. Piedade, M. Lekic, R. S. Cunha, W. A. Wiltshire, “Changes in mandibular incisor position and arch form resulting from Invisalign correction of the crowded dentition treated nonextraction”, *The Angle Orthodontist*, vol. 86, no. 4, pp. 577-583, 2016 doi: 10.2319/042415-280.1
- [22] M. Lijima, N. Kohda, K. Kawaguchi, T. Muguruma, M. Ohta, A. Naganishi, T. Murakami y I. Mizoguchi, “Effects of temperature changes and stress loading on the mechanical and shape memory properties of thermoplastic materials with different glass transition

behaviours and cristal structures” *European Journal Of Orthodontics*, vol. 37, no. 6, pp.665-670, 2015. doi: 10.1093/ejo/cjv013

- [23] Z. Li, G., Ma, D. Xuan, S. Seoung, S. Yun-De. “A Study on Control of Heater Power and Heating Time for Thermoforming”, *Springer*, vol. 11, no. 6, pp. 873-878, 2010. doi: 10.1007/s12541-010-0106-0
- [24] H. Ryokawa, Y. Miyazaki, A. Fujishima, T. Miyazaki, K. Maki, “The mechanical properties of dental thermoplastic materials in a simulated intraoral environment”, *Science Direct*, vol. 65, no. 2, pp. 64-72, 2006. doi: 10.1016/j.odw.2006.03.003
- [25] L. Lombardo, E. Martines, V. Mazzanti, A. Arreghini, F. Mollica, y G. Siciliani, “Stress relaxation properties of four orthodontic aligner materials: A 24-hour in vitro study”, *The Angle Orthodontist*, vol. 87, no. 1, pp. 11-18, 2017. doi: 10.2319/113015-813.1
- [26] T. Azdast, A. Doniavi, S. Rash Ahmadi, E. Amiri, “Numerical and experimental analysis of wall thickness variation of a hemispherical PMMA sheet in thermoforming process”, *Springer*, vol. 64, no. 1-4, pp. 113-122, 2013. doi: 10.1007/s00170-012-4007-5
- [27] S. Hummel & H. Nied, “A Procedure for Measuring Biaxial Viscoelastic Behavior of Thermoplastics”, *Springer*, vol. 44, no. 4, pp. 381-386, 2004. doi: 10.1007/BF02428091
- [28] M.K. Warby, J. R Whiteman, W. G Jiang, P. Warwinck, T. Wright, “Finite element simulation of thermoforming processes for polymer sheets”, *ScienceDirect*, vol. 61, no. 3-6, pp. 209-218, 2003. doi: 10.1016/S0378-4754(02)00077-0
- [29] W. Hahn, A. Zapf, H. Dathe, J. Fialka-Fricke, S. Fricke-Zech, R. Gruber, D. Kubein-Meesenburg, R. Sadat-Khonsari. “Torquing an upper central incisor with aligners—acting forces and biomechanical principles”, *European Journal of Orthodontics*, vol. 32, no. 6, pp. 607-613, 2010. Doi: 10.1093/ejo/cjq007

- [30] A. Skaik, X. Wei, I. Abusamak, I. Iddi, “Effects of time and clear aligner removal frequency on the force delivered by different polyethylene terephthalate glycol-modified materials determined with thin-film pressure sensors”, *ScienceDirect*, vol.155, no. 1, pp. 98-107, 2019. doi: 10.1016/j.ajodo.2018.03.017
- [31] P. Bourgin, I. Cormeau, T. Saint-Matin, “A first step towards the modelling of the thermoforming of plastic sheets”, *Scopus*, vol. 54, no. 1-4, pp. 1-11, 1995. doi: 10.1016/0924-0136(95)01910-3
- [32] B. Neubing & C. Bonten, “Thermoforming - Determining temperature profiles across sheet thickness by pyrometric measurements”, *Scopus*, vol. 2055, no. 070029, 2019. doi: 10.1063 / 1.5084873
- [33] K. Miller, S. McGorray, R. Womack, J. Quintero, M. Perelmuter, J. Gibson, T. Dolan y T. Wheeler, “A comparison of treatment impacts between Invisalign aligner and fixed appliance therapy during the first week of treatment”, *Science Direct*, vol. 131, no. 3, 2007. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.05.031
- [34] B. Buffel, B. Van Mieghem, A. Van Bael, F. Desplentere, “A combined experimental and modelling approach towards an optimized heating strategy in thermoforming of thermoplastics sheets”, *Scopus*, vol. 32, no. 2, pp. 378-386, 2017. doi: 10.3139/217.3370
- [35] T. Bradley, L. Teske, G. Eliades, S. Zinelis, T. Eliades, “Do the mechanical and chemical properties of Invisalign TM appliances change after use? A retrieval analysis”, *European Journal Of Orthodontics*, vol. 38, no. 1, pp. 27-31, 2016. doi: 10.1093/ejo/cjv003
- [36] G. J. Sweeney, P. F. Monaghan, M. Brogan, S. F. Cassidy, “Reduction of infra-red heating cycle time in processing of thermoplastic composites using computer modelling”, *ScienceDirect*, vol. 6, no. 3-4, pp. 255-262, 1995. doi: 10.1016/0956-7143(95)95018-T

- [37] L. Lombardo, A. Arreghini, R. Maccarrone, A. Bianchi, S. Scalia, G. Siciliani, “Optical properties of orthodontic aligners—spectrophotometry analysis of three types before and after aging”, *Springer*, vol. 16, no. 41, 2015. doi: 10.1186/s40510-015-0111-z.
- [38] J. Ryu, J. Kwon, H. Jiang, J. Cha y K. Kim, “Effects of thermoforming on the physical and mechanical properties of thermoplastic materials for transparent orthodontic aligners”, *The Korean Journal of Orthodontics*, vol. 48, no. 5, pp. 316-325, 2018. doi: 10.4041/kjod.2018.48.5.316
- [39] N. Zhang, Y. Bai, X. Ding y Y. Zhan, “Preparation and characterization of thermoplastic materials for invisible orthodontics”, *Dental Materials Journal*, vol.30, no. 6, pp. 954-959, 2011. doi: 10.4012/dmj.2011-120
- [40] G. D. Gardner, W. J. Dunn y L. Talomis, “Wear comparison of thermoplastic materials used for orthodontic retainers”, *American Journal Of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics*, vol. 124, no. 3, pp. 294-297, 2003. doi:10.1016/S0889-5406(03)00502-X
- [41] H. W. Ahn, K. A. Kim y S. H. Kim, “A new type of clear orthodontic retainer incorporating multi-layer hybrid materials”, *The Korean Journal of Orthodontics*, vol. 45, no. 5, pp. 268-272, 2018. Doi: 10.4041/kjod.2015.45.5.268
- [42] H. S. Al Noor & S. K. Al-Joubori, “Comparison of the hardness and elastic modulus of different orthodontic aligners materials”, *International Journal of Medical Research and Pharmaceutical, Sciences*, vol. 5, no. 9, 2018. Doi: 10.5281/zenodo.1443358
- [43] Y. S. Ma, D. Y. Fang, N. Zhang, X. J. Ding, K. Y. Zhang, Y. X. Bai, “Mechanical Properties of Orthodontic Thermoplastics PETG/PC2858 after blending”, *The Chinese Journal of Dental Research*, vol. 19, no. 1, pp. 43-48, 2016. Doi: 10.3290/j.cjdr.a35696

- [44] L. Gao & A. Wichelhaus, "Forces and moments delivered by the PET-G aligner to a maxillary central incisor for palatal tipping and intrusion", *Angle Orthodontist*, vol. 87, no. 4, pp. 534-541, 2017. Doi: 10.2319/090216-666.
- [45] D. Cole, S. Bencharit, C. K. Carrico, A. Arias y E. Tufekci, "Evaluation of fit for 3D-printed retainers compared with thermoform retainers", *Science Direct*, vol. 155, no. 4, pp. 592-599, 2019. Doi: 10.1016/j.ajodo.2018.09.011
- [46] R. B. Dupaix & M. C. Boyce, "Finite strain behavior of poly (ethylene terephthalate) (PET) and poly (ethylene terephthalate)-glycol (PETG)", *Science Direct*, vol. 46, no. 13, pp. 4827-4838, 2005. Doi: 10.1016/j.polymer.2005.03.083
- [47] S. Schuster, G. Eliades, S. Zinelis, T. Eliades, T. G. Bradley, "Structural conformation and leaching from in vitro aged and retrieved Invisalign appliances", *Science Direct*, vol. 126, no. 6, pp. 725-728, 2004. Doi: 10.1016/j.ajodo.2004.04.021
- [48] L. Santana, J. Lino, A. Costa, C. Merlini, "Estudo comparativo entre PETG e PLA para Impressão 3D através de caracterização térmica, química e mecânica", *Revista Matéria*, vol. 23, no. 4, 2018.
- [49] J. S. Kwon, Y. K. Lee, B. S. Lim, Y. K. Lim, "Force delivery properties of thermoplastic orthodontic materials", *American Journal Of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics*, vol. 133, no. 2, pp. 228-234, 2008. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.03.034
- [50] W. Hahn, H. Dathe, J. Fialka- Fricke, S Fricke-Zech, A. Zapf, D. Kubein-Meesenburg, R. Sadat-Khonsari, "Influence of thermoplastic appliance thickness on the magnitude of force delivered to a maxillary central incisor during tipping", *American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics*, vol. 136, no. 1, pp. 121-127, 2009. doi: 10.1016/j.ajodo.2008.12.015

- [51] F. Elkholy, F. Schmidt, R. Jager, B. G. Lapatki, “Forces and moments applied during derotation of a maxillary central incisor with thinner aligners: An in-vitro study”, *American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics*, vol. 151, no. 2, pp.407-415, 2017. doi: 10.1016/j.ajodo.2016.08.020
- [52] A. D. Vardimon, D. Robbins, T. Brosh, “In-vivo von Mises strains during Invisalign treatment”, *American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics*, vol. 138, no. 4, pp.399-409, 2010. doi: 10.1016/j.ajodo.2008.11.027
- [53] W. G. Jiang, M. K. Warby, J. R. Whiteman, S. Abbott, W. Shorter, P. Warwick, T. Wright, A. Munro, B. Munro, “Finite element modelling of high air pressure forming processes for polymer sheets”, *Springer*, vol. 31, no. 1-2, pp. 163-172, 2003. Doi: 10.1007/s00466-002-0402-3
- [54] E. Waked, T. Lee, A. Caputo, “Effects of aging on the dimensional stability of custom-made mouthguards”, *EBSCO*, vol. 33, no. 29, pp.700-705, 2002.
- [55] X. Li, C. Ren, Z. Wang, P. Zhao, H. Wang, Y. Bai. “Changes in force associated with the amount of aligner activation and lingual bodily movement of the maxillary central incisor”, *The Korean Journal of Orthodontics*, vol. 46, no. 2, pp. 65-72, 2016. doi: 10.4041/kjod.2016.46.2.65
- [56] S. Min, C. Hwang, H. S. Yu, S. B. Lee, Y. J. Cha, “The effect of thickness and deflection of orthodontic thermoplastic materials on its mechanical properties”, *The Korean Journal of Orthodontics*, vol. 40, no. 1, pp. 16-26, 2010. doi: 10.4041/kjod.2010.40.1.16
- [57] S. Barone, A. Paoli, P. Neri, A. V. Razionale, M. Giannese, “Mechanical and Geometrical Properties Assessment of Thermoplastic Materials for Biomedical Application”, *Springer*, 2016. doi: 10.1007/978-3-319-45781-9_44

- [58] N. D. Kravitz, B. Kusnoto, E. BeGole, A. Obrez, B. Agran, “How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign”, *Science Direct*, vol. 135, no. 1, pp. 27-35, 2009. doi: 10.1016/j.ajodo.2007.05.018
- [59] C. L. Liu, W. T. Sun, W. Liao, W. X. Lu, Q. W. Li, Y. Liu, Z. H. Zhao, “Colour stabilities of three types of orthodontic clear aligners exposed to staining agents”, *International Journal of Oral Science*, vol. 8, no. 4, pp. 246-253, 2016. doi: 10.1038/ijos.2016.25
- [60] J. P. Gomez, F. M. Peña, V. Martínez, D. C. Giraldo, C. I. Cardona “Initial force systems during bodily tooth movement with plastic aligners and composite attachments: A three-dimensional finite element analysis”, *Angle Orthodontist*, vol. 85, no. 3, pp. 454-460, 2015. doi: 10.2319/050714-330.1
- [61] G. J. Barreda, E. A. Dzierewianko, K. A. Muñoz. “Surface wear of resin composites used for Invisalign attachments”, *Acta Odontol Latinoam*. vol. 30, no. 2, pp. 90-95, 2017.
- [62] M. P. Groover, *Fundamentos de manufactura moderna*, Ed. Tercera, México: McGraw-Hill, 2007.
- [63] S. Kalpakjian & S. Schmid, *Manufactura, ingeniería y tecnología*, Ed. Quinta. México: Pearson Educación, 2008.

12 ANEXOS

Anexo A Medidas experimentales de espesor y longitud final

Geometría	Muestra	Espesor inicial (Ei)	Espesor_final (Ef)				Longitud_final (Lf)			
			Primer molar	Primer premolar	Canino	Primer incisivo	Primer molar	Primer premolar	Primer canino	Primer incisivo
2	1	0,76	0,61	0,54	0,69	0,65	5,606	5,134	5,827	5,378
2	2	0,76	0,58	0,51	0,62	0,48	5,402	5,544	5,946	5,522
2	3	0,76	0,61	0,70	0,55	0,48	5,016	5,181	5,732	5,394
2	4	0,76	0,59	0,70	0,55	0,46	5,520	6,095	5,547	5,260
2	5	0,76	0,57	0,55	0,52	0,46	5,954	5,137	5,669	5,268
2	6	0,76	0,59	0,62	0,50	0,46	5,371	4,771	5,423	6,507
2	7	0,76	0,60	0,62	0,56	0,52	5,402	5,163	5,939	5,615
2	8	0,76	0,59	0,60	0,55	0,56	5,417	5,314	5,633	5,197
2	9	0,76	0,61	0,61	0,57	0,54	5,569	4,769	6,269	6,072
2	10	0,76	0,60	0,62	0,50	0,50	5,329	4,879	5,452	5,393
2	11	1,02	0,84	0,77	0,73	0,45	5,124	5,307	6,110	5,626
2	12	1,02	0,74	0,74	0,67	0,65	5,268	5,745	5,417	6,764
2	13	1,02	0,80	0,76	0,58	0,56	5,067	6,168	7,545	6,320
2	14	1,02	0,87	0,76	0,57	0,53	5,449	6,183	6,423	7,344
2	15	1,02	0,69	0,69	0,70	0,62	6,208	5,045	5,719	5,604
2	16	1,02	0,67	0,73	0,71	0,68	5,678	5,306	6,682	6,463
2	17	1,02	0,70	0,71	0,60	0,69	5,894	5,210	6,246	5,748
2	18	1,02	0,66	0,68	0,50	0,61	5,426	5,320	6,354	5,580
2	19	1,02	0,72	0,70	0,55	0,58	5,760	6,042	7,191	6,391
2	20	1,02	0,70	0,71	0,56	0,73	5,454	6,489	7,786	6,660

Anexo B Cálculo de la deformación (molar) bajo los 4 modelos propuestos

Long_Inicial (Lo) = 5			Deformación_Molar				
Geometría	Espesor inicial	Muestra	Strain measurements	Cauchy Strain	Hencky Strain	Green Strain	Euler - Almansi Strain
2	0,76	1	1,121	0,12	0,11	0,13	0,10
2	0,76	2	1,080	0,08	0,08	0,08	0,07
2	0,76	3	1,003	0,00	0,00	0,00	0,00
2	0,76	4	1,104	0,10	0,10	0,11	0,09
2	0,76	5	1,191	0,19	0,17	0,21	0,15
2	0,76	6	1,074	0,07	0,07	0,08	0,07
2	0,76	7	1,080	0,08	0,08	0,08	0,07
2	0,76	8	1,083	0,08	0,08	0,09	0,07
2	0,76	9	1,114	0,11	0,11	0,12	0,10
2	0,76	10	1,066	0,07	0,06	0,07	0,06
2	1,02	11	1,025	0,02	0,02	0,03	0,02
2	1,02	12	1,054	0,05	0,05	0,06	0,05
2	1,02	13	1,013	0,01	0,01	0,01	0,01
2	1,02	14	1,090	0,09	0,09	0,09	0,08
2	1,02	15	1,242	0,24	0,22	0,27	0,18
2	1,02	16	1,136	0,14	0,13	0,14	0,11
2	1,02	17	1,179	0,18	0,16	0,19	0,14
2	1,02	18	1,085	0,09	0,08	0,09	0,08
2	1,02	19	1,152	0,15	0,14	0,16	0,12
2	1,02	20	1,091	0,09	0,09	0,09	0,08

Anexo C Cálculo de la deformación (premolar) bajo los 4 modelos propuestos

Long_Inicial (Lo) = 5			Deformación_Premolar				
Geometría	Espesor inicial	Muestra	Strain measurements	Cauchy Strain	Hencky Strain	Green Strain	Euler - Almansi Strain
2	0,76	1	1,027	0,03	0,03	0,03	0,03
2	0,76	2	1,109	0,11	0,10	0,11	0,09
2	0,76	3	1,036	0,04	0,04	0,04	0,03
2	0,76	4	1,219	0,22	0,20	0,24	0,16
2	0,76	5	1,027	0,03	0,03	0,03	0,03
2	0,76	6	0,954	-0,05	-0,05	-0,04	-0,05
2	0,76	7	1,033	0,03	0,03	0,03	0,03
2	0,76	8	1,063	0,06	0,06	0,06	0,06
2	0,76	9	0,954	-0,05	-0,05	-0,05	-0,05
2	0,76	10	0,976	-0,02	-0,02	-0,02	-0,03
2	1,02	11	1,061	0,06	0,06	0,06	0,06
2	1,02	12	1,149	0,15	0,14	0,16	0,12
2	1,02	13	1,234	0,23	0,21	0,26	0,17
2	1,02	14	1,237	0,24	0,21	0,26	0,17
2	1,02	15	1,009	0,01	0,01	0,01	0,01
2	1,02	16	1,061	0,06	0,06	0,06	0,06
2	1,02	17	1,042	0,04	0,04	0,04	0,04
2	1,02	18	1,064	0,06	0,06	0,07	0,06
2	1,02	19	1,208	0,21	0,19	0,23	0,16
2	1,02	20	1,298	0,30	0,26	0,34	0,20

Anexo D Cálculo de la deformación (canino) bajo los 4 modelos propuestos

Longitud_Inicial (Lo) = 5			Deformación_Canino				
Geometría	Espesor inicial	Muestra	Strain measurements	Cauchy Strain	Hencky Strain	Green Strain	Euler - Almansi Strain
2	0,76	1	1,165	0,17	0,15	0,18	0,13
2	0,76	2	1,189	0,19	0,17	0,21	0,15
2	0,76	3	1,146	0,15	0,14	0,16	0,12
2	0,76	4	1,109	0,11	0,10	0,12	0,09
2	0,76	5	1,134	0,13	0,13	0,14	0,11
2	0,76	6	1,085	0,08	0,08	0,09	0,07
2	0,76	7	1,188	0,19	0,17	0,21	0,15
2	0,76	8	1,127	0,13	0,12	0,13	0,11
2	0,76	9	1,254	0,25	0,23	0,29	0,18
2	0,76	10	1,090	0,09	0,09	0,09	0,08
2	1,02	11	1,222	0,22	0,20	0,25	0,17
2	1,02	12	1,083	0,08	0,08	0,09	0,07
2	1,02	13	1,509	0,51	0,41	0,64	0,28
2	1,02	14	1,285	0,28	0,25	0,33	0,20
2	1,02	15	1,144	0,14	0,13	0,15	0,12
2	1,02	16	1,336	0,34	0,29	0,39	0,22
2	1,02	17	1,249	0,25	0,22	0,28	0,18
2	1,02	18	1,271	0,27	0,24	0,31	0,19
2	1,02	19	1,438	0,44	0,36	0,53	0,26
2	1,02	20	1,557	-1,00	0,44	-0,50	0,29

Anexo E Cálculo de la deformación (incisivo) bajo los 4 modelos propuestos

Longitud_Inicial (Lo) = 5			Deformación_Incisivo				
Geometría	Espesor inicial	Muestra	Strain measurements	Cauchy Strain	Hencky Strain	Green Strain	Euler - Almansi Strain
2	0,76	1	1,076	0,08	0,07	0,08	0,07
2	0,76	2	1,104	0,10	0,10	0,11	0,09
2	0,76	3	1,079	0,08	0,08	0,08	0,07
2	0,76	4	1,052	0,05	0,05	0,05	0,05
2	0,76	5	1,054	0,05	0,05	0,06	0,05
2	0,76	6	1,301	0,30	0,26	0,35	0,20
2	0,76	7	1,123	0,12	0,12	0,13	0,10
2	0,76	8	1,039	0,04	0,04	0,04	0,04
2	0,76	9	1,214	0,21	0,19	0,24	0,16
2	0,76	10	1,079	0,08	0,08	0,08	0,07
2	1,02	11	1,125	0,13	0,12	0,13	0,11
2	1,02	12	1,353	0,35	0,30	0,42	0,23
2	1,02	13	1,264	0,26	0,23	0,30	0,19
2	1,02	14	1,469	0,47	0,38	0,58	0,27
2	1,02	15	1,121	0,12	0,11	0,13	0,10
2	1,02	16	1,293	0,29	0,26	0,34	0,20
2	1,02	17	1,150	0,15	0,14	0,16	0,12
2	1,02	18	1,116	0,12	0,11	0,12	0,10
2	1,02	19	1,278	0,28	0,25	0,32	0,19
2	1,02	20	1,332	0,33	0,29	0,39	0,22