

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS DE POSGRADO
MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA CON OPCIÓN TERMINAL EN ORTODONCIA

TESIS:

“ESPECTROMETRÍA INFRARROJA, ABSORCIÓN ACUOSA, RESISTENCIA A LA TRACCIÓN Y A LA FLEXIÓN DE ALINEADORES DE IMPRESIÓN DIRECTA VERSUS ALINEADORES TERMOFORMADOS”

PRESENTA:

C.D. Mayra Valenzuela Ramírez
Matrícula: 223450009

Para obtener el grado de:

Maestro en Estomatología
con Opción Terminal en Ortodoncia

DIRECTORA DE TESIS
D.C. Carolina Sámano Valencia
ID: 100526470

DIRECTOR METODOLÓGICO:
D.S.P. Rosendo Carrasco Gutiérrez
ID: 100008655

DIRECTOR DISCIPLINARIO:
M.O. Farid Alfonso Dipp Velázquez
ID: 100408155

LECTOR:
M.O. Estela del Carmen Velasco León
ID: 100225455

Mayo 2025

I. DICTAMEN DE APROBACIÓN DE TESIS



Oficio No. FESIEP/CIFE/060/2025

C. Mayra Valenzuela Ramírez
Estudiante de la Maestría en Estomatología con opción en Terminal en Ortodoncia
Matrícula No.: 223450009
Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
PRESENTE

Sirva este medio para enviarle un cordial saludo, asimismo, en mi doble calidad de Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado y Presidenta del Comité de Investigación de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla; aprovecho para felicitarla por el avance significativo en su proceso académico. En atención a su solicitud, me permito notificarle que su tesis titulada:

"Espectrometría infrarroja, absorción acuosa, resistencia a la tracción y a la flexión de alineadores de impresión directa versus alineadores termoformados."

ha recibido la aprobación oficial para su impresión.

Su trabajo ha sido registrado en el Libro de Registros No. 08, página 01, con el No. de Asignación 2024262 quedando debidamente documentado en esta Secretaría de Investigación. Esta tesis será presentada como parte del procedimiento para su examen profesional, necesario para obtener el grado de Maestría en Estomatología.

Próximos pasos:

1. Impresión de la tesis: Proceda con los trámites de impresión conforme a los lineamientos establecidos por la Facultad.
2. Revisión del documento: Asegúrese de que el texto cumpla con los estándares académicos y formales.
3. Coordinación del examen profesional: Comuníquese con el Responsable de la Etapa Terminal de la Maestría de su elección para programar su examen de grado y gestionar los trámites administrativos correspondientes

Le recordamos que el cumplimiento de los plazos y requisitos establecidos es fundamental para garantizar la fluidez del proceso.

Reconocimiento y mensaje final:

Este logro refleja su esfuerzo, dedicación y el impacto de su investigación en el ámbito de la Estomatología. Le felicitamos por este avance significativo y confiamos en que continuará demostrando su compromiso académico y profesional.

Para cualquier consulta o información adicional, no dude en comunicarse con nosotros. Estamos a su disposición para acompañarla en esta etapa crucial de su formación.

Sin otro particular, le reitero mi más atenta y distinguida consideración y le deseo éxito en la etapa final de esta carrera académica.

Atentamente

"Pensar bien, para vivir mejor"

H. Puebla de Zaragoza, a lunes 26 de mayo del 2025

MEP. Gisele Nataly Rubín de Celis Quintana
Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología

***Nota:** Se anexa Formato de Impresión de Tesis - C. Elsa Daniela Angéles Uapsoy - Maestría en Estomatología - Terminal en Pediatría - S.I.E.P. - Facultad de Estomatología - B.U.A.P. (origina) - p.s.c.y.a.

*C.c.p. Archivo

*MCO, FJMA/MEP, GNRCC/soneth

Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología
31 poniente 1304, Col. Volcanes
Puebla, Pue.
C.P. 72410
Tel. Of. 22*22 29 55 00
Ext. 5526

II. AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN

**BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESIS RECEPCIONAL**

Para obtener el Grado de: **Maestría en Estomatología con opción en Terminal en Ortodoncia.**

No. Registro CIFE: 2024262 **Fecha de Registro ante CIFE:** jueves 16 de mayo del 2024.

Título de la Tesis: "Espectrometría infrarroja, absorción acuosa, resistencia a la tracción y a la flexión de alineadores de impresión directa versus alineadores termoformados".

Nombre del estudiante: Mayra Valenzuela Ramírez

Matrícula: 223450009.

Domicilio: 13 sur 2510 Los Volcanes 72410, Heroica Puebla de Zaragoza, Pue.

No. Cel.: 66*42 96 35 92

Fecha de ingreso a la Facultad: lunes 03 de enero del 2023.

Firma: _____

Director de Tesis: DC. Carolina Sámano Valencia

Grado académico: Doctorado en Ingeniería y Ciencia de Materiales

Adscripción: Facultad de Estomatología

ID: 100526470.

No. Cel. 44*48 19 18 22

Firma: _____

Director Disciplinario: MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez.

Grado académico: Maestría en Ortodoncia

Adscripción: Facultad de Estomatología

ID: 100408155

No. Cel. 22*21 61 47 78

Firma: _____

Director Metodológico: DSP. Rosendo Carrasco Gutiérrez

Grado académico: Doctorado en Salud Pública

Adscripción: Facultad de Estomatología

ID: 100008655

No. Cel. 22*25 05 30 84

Firma: _____

Lector: MO. Estela del Carmen Velasco León

Grado académico: Maestría en Ortodoncia

Adscripción: Facultad de Estomatología

ID: 100225455

No. Cel. 22*23 23 48 42

Firma: _____

Nombre y firma de aprobación por parte del Responsable de la Maestría en Estomatología en Terminal en Ortodoncia.

MO. Farid Alfonso Dipp Velásquez

Firma: _____

La Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado

Facultad de Estomatología,

Autoriza la impresión de la Tesis.

MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana



Fecha oficial de emisión: lunes 26 de mayo del 2024.

Sello _____

III. OFICIO DE ACEPTACIÓN DE PROYECTO



Constancia No. FESIEP/CIFE/245/2024

DC. Carolina Sámano Valencia
Responsable del Proyecto de Investigación
Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
PRESENTE

Sirva este medio para enviarle un cordial saludo, asimismo la que suscribe MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana en mi calidad de Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, y tras un detenido análisis y evaluación en el Proyecto de Investigación (Colectivo):

Nombre del Título del Proyecto:

"Espectrometría infrarroja, absorción acuosa y resistencia a la flexión de alineadores de impresión directa versus alineadores termoformados"

Presentado por:

No.	Cargos	Nombres	ID y/o Matrícula
1	Responsable del Proyecto de Investigación:	DC. Carolina Sámano Valencia	100526470
2	Director Disciplinario:	MD. Farid Alfonso Dipp Velázquez	100408155
3	Director Metodológico:	DSP. Rosendo Gerardo Carrasco Gutiérrez	100008655
4	Estudiante de Maestría en Estomatología Terminal en Ortodancia	C. Mayra Valenzuela Ramírez	223450009

HAGO CONSTAR que, ha sido oficialmente ACEPTADO. Este relevante proyecto, ha sido registrado ante el Comité de Investigación de la Facultad de Estomatología (C.I.F.E.), inscrito en el libro de registros No. 09, página 01, bajo el No. de asignación 2024262 en la Secretaría de Investigación de esta Unidad Académica.

Para los fines legales que los interesados convengan, y sin otro particular, reitero a Usted mi más atenta y distinguida consideración.

Atentamente

"Pensar bien, para vivir mejor"

H. Puebla de Z., a jueves 16 de mayo del 2024

MEP. Gisela Nataly Rubin de Celis Quintana
Secretaria de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología



*C.c.p. Archivo
*MCO, FJMA/MEP, GNRCQ, ~~Keneth~~

Secretaría de Investigación y
Estudios de Posgrado
Facultad de
Estomatología

31 poniente 1304, Col. Volcanes
Puebla, Pue.
C.P. 72410
Tel. Of. 22*22 29 55 00
Ext. 5526

IV. REPORTE DE SIMILITUD ANTI PLAGIO



Carolina Samano Valencia

Tesis Mayra

- Ejercicio de tesina
- Coincidencias
- JSEI

Detalles del documento

Identificador de la entrega
trnoid::1:3254760592

Fecha de entrega
19 may 2025, 1:13 p.m. GMT-6

Fecha de descarga
19 may 2025, 1:16 p.m. GMT-6

Nombre de archivo
Tesis_con_correcciones_16_mayo.docx

Tamaño de archivo
11.8 MB

99 Páginas

21.631 Palabras

124.303 Caracteres




12% Overall Similarity

The combined total of all matches, including overlapping sources, for each database.

Filtered from the Report

- Bibliography
 - Quoted Text
-

Top Sources

- 9%  Internet sources
 - 4%  Publications
 - 4%  Submitted works (Student Papers)
-

VI. AGRADECIMIENTOS

A Dios, por haberme permitido llegar hasta aquí, por darme la fortaleza para enfrentar cada etapa de este proceso, por ser mi guía constante y por bendecirme con personas maravillosas que tuve la fortuna de conocer durante este tiempo.

A mi familia, gracias infinitas por su amor incondicional, por su apoyo constante y por estar conmigo en cada paso de este camino. Gracias por motivarme, por siempre creer en mí y por celebrar cada logro a mi lado. Les debo todo y más. Este logro también es suyo.

A mis profesores, por compartir su conocimiento y experiencia. En especial, a mi comité, por su apoyo y guía a lo largo de este proceso: a la Dra. Carolina Sámano, por su orientación constante, sus observaciones valiosas y por acompañarme con amabilidad y paciencia en cada etapa de esta investigación; al D.S.P. Rosendo Carrasco, por su disposición y apoyo siempre que fue necesario. Su asesoría fue clave para el desarrollo de este proyecto; y al Dr. Farid Dipp, por sus sugerencias acertadas y el respaldo brindado durante esta etapa. Agradezco su compromiso y acompañamiento.

De igual forma, agradezco a todos los docentes del posgrado por las enseñanzas recibidas a lo largo de este camino. Cada uno dejó una huella en mi formación y aportó al logro de este objetivo.

Extiendo también mi más sincero agradecimiento a la Universidad del Valle en Colombia, por haberme recibido durante mi estancia académica y permitirme desarrollar gran parte de este proyecto en sus instalaciones. Gracias al Dr. Juan Fernando Aristizábal y al Dr. Alfredo Ayala Alponete por su orientación, acompañamiento y apoyo. Su ayuda fue fundamental para lograr este proyecto.

A mis amigos del posgrado, que se volvieron familia: gracias por estar siempre, por su apoyo, su compañía y su amistad. Hicieron que esta etapa fuera una de las mejores de mi vida.

Y a todas las personas que, de una u otra manera, contribuyeron a este proyecto: muchas, muchas gracias.

VII. ÍNDICE GENERAL

Tabla de contenido

1. Resumen	12
2. INTRODUCCIÓN	13
3. ANTECEDENTES	15
3.1 Antecedentes generales	15
3.1.1 Biomecánica del movimiento dental en ortodoncia	15
3.1.2 Teoría de presión-tensión y remodelado óseo	16
3.1.3 Evolución de la ortodoncia: de la aparatología convencional a la ortodoncia digital	17
3.1.4 Introducción y evolución de los alineadores dentales	18
3.1.5 Impacto de la digitalización en el diagnóstico y planificación ortodóntica	19
3.1.6 Transición de la fabricación convencional de alineadores a la impresión 3D	19
3.1.8 Precisión y eficiencia en la fabricación de alineadores 3D	21
3.1.9 Predictibilidad del movimiento dental con alineadores impresos en 3D	22
3.1.10 Diferencias en la transmisión de fuerzas entre ambos métodos de fabricación	23
3.1.11 Evaluación de las propiedades mecánicas en función del proceso de fabricación	23
3.1.12 Impacto ambiental de los materiales en la fabricación de alineadores dentales	24
3.1.13 Propiedades a evaluar	28
3.1.13.1 Resistencia a la flexión	28
3.1.13.2 Sorción acuosa	29
3.1.13.3 Espectroscopía Infrarroja por Transformada de Fourier (FTIR)	29
3.1.13.4 Tracción	30
3.1.13.4.1 Rigidez	31
3.1.13.4.2 Elasticidad	31
3.1.13.4.3 Relación entre rigidez y elasticidad en pruebas de tracción	31
3.2 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS	33
4. PLANTEAMIENTO Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	45
5. JUSTIFICACIÓN	47
6. HIPÓTESIS	48
7. OBJETIVOS	49
7.1 Objetivo general	49
7.2 Objetivos específicos	49
8. MATERIALES Y MÉTODOS	50

8.1	Diseño del estudio	50
8.2	Población y muestra	50
8.3	Criterios de selección	51
8.3.1	Criterios de inclusión:.....	51
8.3.2	Criterios de exclusión.....	51
8.3.3	Criterios de eliminación.....	51
8.4	Variables.....	52
8.5	Concordancia y fiabilidad.....	54
8.6	Ubicación espacio temporal.....	54
8.7	Procedimientos, técnicas y fuentes de recolección.....	55
8.7.3	Sorción acuosa	59
8.7.4	Tracción	60
8.7.4.1	Resistencia a la tracción.....	60
8.7.4.2	Módulo de Young	62
8.7.5	Resistencia a la flexión	63
8.7.6	Técnica FTIR.....	64
8.8.	Análisis estadístico	67
9.	RESULTADOS	69
9.1	Sorción acuosa ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	69
9.2	Resistencia a la tracción.....	71
9.2.1	Resistencia máxima a la tracción.....	71
9.2.2	Módulo de Young (MPa)	74
9.3	Resistencia a la flexión	76
9.4	FTIR.....	78
10.	DISCUSIÓN	83
10.1	Sorción acuosa	84
10.2	Resistencia a la tracción.....	86
10.3	Resistencia a la flexión	89
10.4	FTIR.....	91
11.	CONCLUSIÓN	95
12.	BIBLIOGRAFÍA	96
13.	ANEXOS	100
13.1	Fichas técnicas de materiales empleados.....	100
	Ficha técnica: Tera Harz TC-85 DAC	100
	Ficha técnica: Essix ACE® (PET-G).....	101

VIII. ÍNDICE DE TABLAS Y FIGURAS

Figura 1. Fabricación de barras termoformadas con láminas de PET-G (Essix ACE®).	56
Figura 2. Proceso de fabricación de barras impresas en 3D con resina Tera Harz TC-85 DAC.	58
Figura 3. Acondicionamiento térmico del texturómetro para simulación intraoral.	61
Figura 4. Preparación del texturómetro para pruebas mecánicas.	61
Figura 5. Preparación del equipo para la prueba de resistencia a la flexión.	63
Figura 6. Equipamiento utilizado para el análisis FTIR.	64
Figura 7. Sorción acuosa (media y mediana) de los materiales PET-G y Tera Harz TC-85 DAC.	70
Figura 8. Resistencia máxima (MPa) de las muestras de PET-G y Tera Harz TC-85 DAC antes y después de la exposición a saliva artificial.	72
Figura 9. Comparación de las muestras tras la prueba de resistencia máxima a la tracción.	73
Figura 10. Módulo de Young (media con IC 95%) de PET-G y Tera Harz TC-85 DAC.	75
Figura 11. Módulo de Young (media con IC 95%) de PET-G y Tera Harz TC-85 DAC.	75
Figura 12. Espectro FTIR representativo de una muestra de Essix ACE® (PET-G) sin exposición a saliva artificial.	79
Figura 13. Espectro FTIR representativo de una muestra de PET-G (Essix ACE®) tras 7 días de exposición a saliva artificial.	80
Figura 14. Espectro FTIR representativo de una muestra de Tera Harz TC-85 DAC tras 7 días de exposición a saliva artificial.	81
Figura 15. Espectro FTIR representativo de una muestra de Tera Harz TC-85 DAC sin exposición a saliva artificial.	82
Tabla 1. Sorción acuosa en muestras de PET-G y Tera Harz TC-85 DAC. ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$).	70
Tabla 2. Resistencia máxima a la tracción (MPa) de PET-G y Tera Harz antes y después de la exposición a saliva artificial.	72
Tabla 3. Módulo de Young (MPa) de las muestras de PET-G y Tera Harz TC-85 DAC, antes y después de la exposición a saliva artificial.	75
Tabla 4. Resistencia a la flexión (N) de las muestras de PET-G y Tera Harz TC-85 DAC, antes y después de la exposición a saliva artificial.	77

IX. ABREVIATURAS

Abreviatura	Significado
3D	Tres dimensiones
ATR	Técnica de reflectancia total atenuada
BUAP	Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
C=O	Carbonilo
C-H	Carbono-hidrógeno
C-O	Carbono-oxígeno
C-O-C	Éter
DITCo	Dirección de Innovación y Transferencia de Conocimiento
DSC	Calorimetría diferencial de barrido
DPA	Alineadores de impresión directa
Essix ACE®	Marca comercial de láminas de PET-G
FEM	Método de elementos finitos
FTIR	Espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier
IC	Intervalo de confianza
IIT	Tecnología de indentación instrumental
MPa	Megapascal
N-H	Nitrógeno-hidrógeno
O-H	Oxígeno-hidrógeno
OPG	Osteoprotegerina
PDL	Ligamento periodontal
PET-G	Polietileno tereftalato glicol
pH	Potencial de hidrógeno
RANK	Receptor activador del factor nuclear kappa-B
RANKL	Ligando del receptor activador del factor nuclear kappa-B
SD	Desviación estándar
SDBS	Spectral Database for Organic Compounds
SEM	Microscopía electrónica de barrido
SMP	Polímero con memoria de forma
TFA	Alineadores termoformados
UV	Ultravioleta
VEGF	Factor de crecimiento endotelial vascular

“ESPECTROMETRÍA INFRARROJA, ABSORCIÓN ACUOSA, RESISTENCIA A LA TRACCIÓN Y A LA FLEXIÓN DE ALINEADORES DE IMPRESIÓN DIRECTA VERSUS ALINEADORES TERMOFORMADOS”

1. Resumen

Introducción: Los alineadores dentales se han convertido en una alternativa estética y funcional a los aparatos ortodónticos convencionales. Tradicionalmente se fabrican mediante termoformado de láminas plásticas, siendo el PET-G uno de los materiales más utilizados. Recientemente, la impresión 3D ha surgido como una tecnología innovadora en la fabricación directa de alineadores. Este estudio compara ambas técnicas de fabricación a través del análisis de sus propiedades físico-mecánicas y químicas. **Objetivo:** Comparar los valores de FTIR, absorción acuosa, resistencia a la tracción y a la flexión entre alineadores termoformados con PET-G (Essix ACE®) e impresos en 3D con Tera Harz TC-85 DAC. **Materiales y métodos:** Se elaboraron muestras con ambos materiales (n = 7 por grupo), expuestas o no a saliva artificial durante 7 días. Las pruebas se realizaron a temperatura intraoral (37 °C) e incluyeron: espectroscopía FTIR, absorción acuosa, resistencia a la flexión y resistencia a la tracción. El análisis estadístico se realizó con Jamovi, empleando pruebas como Shapiro-Wilk, Levene, ANOVA de Welch y post hoc según correspondiera. **Resultados:** Se observaron diferencias significativas entre ambos materiales en sus propiedades físico-mecánicas. El Tera Harz mostró mayor estabilidad dimensional y comportamiento elástico tras la exposición simulada, mientras que el PET-G presentó deformación permanente y mayor absorción acuosa. Los espectros FTIR evidenciaron modificaciones leves tras la exposición, sin alteración significativa de los grupos funcionales principales. **Conclusión:** El alineador impreso en 3D con Tera Harz TC-85 DAC demostró mejor desempeño general frente al PET-G, destacando en su respuesta mecánica, estabilidad química y potencial clínico. Esta tecnología representa una alternativa más eficiente, precisa y sustentable para la fabricación de alineadores dentales.

Palabras clave: Ortodoncia, alineadores, impresión 3D, PET-G, Tera Harz TC-85

2. INTRODUCCIÓN

Con el avance tecnológico en odontología, especialmente en el ámbito ortodóncico, han surgido sistemas innovadores enfocados en proporcionar tratamientos estéticos, efectivos y de corta duración. Dentro de estas innovaciones, destacan los alineadores transparentes, un sistema que en la actualidad se posiciona como una excelente alternativa para resolver diversos problemas ortodóncicos. Este sistema ha mostrado un crecimiento exponencial y una alta demanda global, debido a su discreción estética y comodidad en comparación con los brackets tradicionales.

El tratamiento con alineadores transparentes ha formado parte de la práctica ortodóncica durante décadas; sin embargo, adquirió mayor relevancia clínica y comercial desde 1998 con la introducción del sistema Invisalign®, desarrollado por Align Technology, Inc. (Santa Clara, CA, EE. UU.). Este sistema realiza movimientos dentales secuenciales mediante alineadores termoformados a partir de láminas plásticas, como el PET-G. En el presente estudio, se utilizó específicamente el acetato comercial Essix ACE®. Aunque los resultados clínicos son satisfactorios, este proceso presenta ciertas limitaciones, como la generación excesiva de residuos plásticos derivados de los modelos intermedios, potenciales errores dimensionales debido al termoformado y tiempos de fabricación prolongados, aumentando así los costos del tratamiento.

Como respuesta a estas limitaciones, recientemente ha surgido una alternativa prometedora: la impresión directa en 3D de alineadores transparentes, la cual elimina la necesidad de utilizar modelos físicos intermedios. Este método implica el uso de impresoras 3D que emplean materiales biocompatibles específicamente formulados para la fabricación directa de alineadores. Entre los materiales biocompatibles más utilizados destacan la resina Tera Harz TC-85 DAC, Dental Long Term y Anycubic; siendo actualmente el polímero Tera Harz TC-85 DAC, desarrollado por Graphy Inc. (Seúl, Corea), uno de los materiales líderes del mercado debido a sus propiedades físicas superiores, biocompatibilidad certificada,

capacidad de memoria de forma a temperatura intraoral y resistencia adecuada para aplicaciones clínicas ortodóncicas.

Este proyecto constituye una continuación de una investigación previa en la cual se compararon diferentes acetatos comerciales empleados en la fabricación tradicional de alineadores termoformados, analizando propiedades fundamentales como sorción acuosa, resistencia a la flexión, resistencia a la tracción y análisis químico estructural mediante espectroscopía FTIR (Infrarrojo por Transformada de Fourier). En dicho estudio preliminar se identificaron diferencias importantes entre los materiales evaluados, concluyendo que era necesario profundizar en la comparación entre técnicas de fabricación y nuevos materiales que potencialmente podrían mejorar significativamente la práctica clínica.

El presente estudio tuvo como objetivo evaluar comparativamente las propiedades físico-mecánicas (resistencia a la tracción y a la flexión), químicas (sorción acuosa) y estructurales (FTIR) del polímero Tera Harz TC-85 DAC, empleado en la impresión directa de alineadores, frente al PET-G Essix ACE® utilizado en el proceso tradicional de termoformado, utilizando un calibre diferente al estudiado anteriormente. A través de esta comparación exhaustiva, se pretendió determinar qué material ofrece mejores características clínicas y técnicas, permitiendo establecer la alternativa más efectiva, precisa y eficiente para realizar tratamientos ortodóncicos.

Finalmente, este estudio demuestra beneficios significativos, como la mejora en la calidad clínica del tratamiento ortodóncico mediante alineadores, la optimización de los tiempos operativos, una reducción sustancial del impacto ambiental al eliminar modelos intermedios, y una disminución general de costos, lo que favorece tanto al profesional en ortodoncia como a los pacientes.

3. ANTECEDENTES

3.1 Antecedentes generales

3.1.1 Biomecánica del movimiento dental en ortodoncia

El movimiento dental inducido ortodónticamente es un proceso biomecánico complejo que implica una serie de respuestas biológicas dentro del ligamento periodontal y el hueso alveolar. Su estudio y comprensión han evolucionado significativamente a lo largo del tiempo, permitiendo el desarrollo de tratamientos más eficientes y predecibles en la ortodoncia moderna.

Este movimiento resulta de la interacción entre fuerzas ortodónticas y principios biomecánicos que permiten el desplazamiento dental controlado. Las fuerzas aplicadas mediante brackets, arcos, alineadores u otros dispositivos generan tensiones en el sistema dentoalveolar. Estas deben ser cuidadosamente planificadas en magnitud, dirección y duración para inducir una respuesta biológica favorable sin dañar los tejidos de soporte. El ligamento periodontal actúa como amortiguador, distribuyendo cargas al hueso alveolar y facilitando la adaptación tisular progresiva (1).

Desde la biomecánica, el análisis de fuerzas y momentos aplicados es clave para predecir la respuesta de cada diente. La magnitud, dirección, punto de aplicación y relación fuerza-momento determinan tipos de movimiento como traslación, inclinación, rotación o extrusión. La tercera ley de Newton también es fundamental, ya que cada fuerza aplicada genera una reacción que debe controlarse mediante un sistema de anclaje adecuado (2).

Las fuerzas ortodónticas no solo generan efectos mecánicos, sino que activan una respuesta biológica en los tejidos. En zonas de compresión, la presión sobre el ligamento reduce el flujo sanguíneo y estimula mediadores inflamatorios como prostaglandinas y citoquinas, promoviendo la activación de osteoclastos para la resorción ósea. En las zonas de tensión, se activa la osteogénesis, consolidando el

movimiento. Este equilibrio es esencial para evitar complicaciones como necrosis o reabsorción radicular (3).

La regulación molecular es compleja y se da por vías de señalización celular. El sistema RANK/RANKL/OPG regula la resorción ósea, mientras que la hipoxia activa factores como HIF-1 α y VEGF, que promueven angiogénesis y remodelación. Esta coordinación permite la adaptación ósea precisa y estable a la nueva posición dentaria (4).

La biomecánica ortodóntica también incluye el análisis vectorial de fuerzas y su descomposición en componentes, lo cual facilita la planificación de movimientos complejos. El análisis por elementos finitos (FEM) ha evidenciado cómo variables como anatomía dental, longitud radicular, densidad ósea y características del PDL influyen en la respuesta individual a las cargas, destacando la necesidad de tratamientos personalizados (1).

En términos físicos, el sistema ortodóntico se considera cuasi-estático: aunque los dientes están en movimiento, este es tan lento que puede analizarse bajo leyes de la estática, aplicando principios mecánicos clásicos. Esto permite diseñar tratamientos eficientes y biológicamente seguros (2).

3.1.2 Teoría de presión-tensión y remodelado óseo

La teoría de presión-tensión es uno de los modelos más aceptados para explicar el movimiento dental inducido por fuerzas ortodónticas. Establece que las fuerzas aplicadas generan zonas de presión y tensión en el ligamento periodontal, donde los osteoclastos reabsorben hueso y los osteoblastos lo forman. El principio de Wolff respalda esta teoría, indicando que el hueso se remodela en respuesta a estímulos mecánicos, lo cual es esencial para la estabilidad del diente y la salud del soporte óseo (4).

Estudios recientes han replanteado esta teoría, proponiendo que el PDL responde de forma integral a la fuerza aplicada, sin zonas estrictamente aisladas de presión

o tensión. El desplazamiento dental también se relaciona con la flexión del hueso alveolar, lo que amplifica la respuesta biológica. Esta visión más precisa exige un control riguroso de la magnitud y dirección de las fuerzas para evitar daños y lograr movimientos seguros (5).

Desde esta perspectiva, el movimiento dental inicia cuando el PDL y el hueso alveolar perciben la carga mecánica. La fuerza sostenida genera zonas de presión (con reducción del flujo sanguíneo y activación de osteoclastos) y zonas de tensión (con estiramiento del PDL y estimulación de osteoblastos). Este balance entre resorción y aposición ósea es clave para mantener la integridad del sistema dentoalveolar.

El sistema RANK/RANKL/OPG regula la diferenciación osteoclástica: RANKL se une a RANK en los precursores para promover la resorción ósea, mientras que la osteoprotegerina (OPG) actúa como receptor señuelo que modula esta actividad, evitando una resorción excesiva y permitiendo un movimiento dental controlado y biológicamente seguro.

Comprender estos mecanismos celulares y moleculares permite diseñar estrategias clínicas más seguras y eficaces en ortodoncia, respetando los límites biológicos del sistema dentoalveolar y optimizando los resultados del tratamiento (6).

3.1.3 Evolución de la ortodoncia: de la aparatología convencional a la ortodoncia digital

La ortodoncia ha experimentado una transformación significativa en las últimas décadas, evolucionando desde técnicas convencionales basadas en aparatología fija hasta el desarrollo de alineadores digitales fabricados con tecnologías avanzadas. Esta evolución ha sido impulsada por la mejora en los materiales, el diseño asistido por computadora y las nuevas metodologías de fabricación, como la impresión 3D.

La biología del movimiento dental ha sido investigada a lo largo de los años, y han surgido diversas teorías sobre cómo se produce este fenómeno. La descripción más antigua de las irregularidades de los órganos dentarios la dio Hipócrates, cerca del 400 a.C. La primera opción de tratamiento para un diente irregular fue registrada por Celso, quien afirmaba que, si los niños presentaban un segundo diente antes de perder el primero, este debía ser removido, y el diente permanente debía empujarse diariamente con el dedo hasta que el órgano dentario permanente alcanzara su proporción adecuada (7).

La aparatología fija ha recorrido un largo camino desde que Angle inventó el aparato de canto, siendo conocido como el padre moderno de la ortodoncia. Sin embargo, hubo grandes aportaciones desde mucho tiempo atrás. En 1728 se publicó el libro de Pierre Fauchard, donde presentó varios procesos para mover dientes y expuso observaciones de casos tratados (8).

Posteriormente, en 1945, el Dr. Kesling introdujo el posicionador de dientes para mover los dientes sin necesidad de usar aparatología fija. Nahoum contribuyó a este proceso, desarrollando un aparato que utilizaba bloques para los arcos dentales superior e inferior. El gran avance en la evolución de la ortodoncia ocurrió cuando Zia Christi y Kelsey Wirth fundaron un sistema de alineación llamado Invisalign (Align Technology, Santa Clara, California, EE. UU.). Así fue como el interés en esta alternativa a la ortodoncia clásica aumentó exponencialmente (9).

3.1.4 Introducción y evolución de los alineadores dentales

El concepto de alineadores removibles ha estado presente desde hace varias décadas, pero su fabricación en masa comenzó con la introducción de Invisalign® en la década de 1990. Este sistema revolucionó la ortodoncia al permitir la planificación digital del tratamiento y la fabricación de una serie de alineadores personalizados mediante la termoformación de plásticos sobre modelos impresos en 3D (10).

Con el paso de los años, diversas empresas se unieron y crearon alineadores directos al consumidor. Uno de los mayores avances en los alineadores ocurrió cuando se introdujo el software de diseño asistido por computadora (CAD), el escaneo 3D y las impresiones 3D. Actualmente, la contribución más reciente a la evolución de la ortodoncia fue la introducción de resinas para impresión 3D directa de alineadores invisibles, siendo la TC-85DAC la primera en aparecer en el año 2019 (11).

3.1.5 Impacto de la digitalización en el diagnóstico y planificación ortodóntica

El uso de escaneos intraorales y software de planificación tridimensional ha permitido a los ortodoncistas realizar diagnósticos más precisos y predecir con mayor exactitud los movimientos dentales. La incorporación de inteligencia artificial y simulaciones digitales ha optimizado los tratamientos, permitiendo ajustes en tiempo real y facilitando la comunicación con los pacientes (12).

La ortodoncia digital también ha mejorado la personalización del tratamiento, permitiendo diseñar alineadores según la respuesta biológica y las necesidades específicas de cada paciente. Este enfoque ha demostrado ser particularmente útil en casos complejos donde se requiere un control minucioso del movimiento dental (13).

3.1.6 Transición de la fabricación convencional de alineadores a la impresión 3D

La reciente introducción de la impresión tridimensional ofrece a la ortodoncia moderna una alternativa para la fabricación de alineadores dentales de alta precisión, cómodos para el paciente, diseñados digitalmente y replicados de forma idéntica para crear un conjunto de alineadores destinados a solucionar un tratamiento de ortodoncia. La impresión tridimensional a base de resinas promete una mejor capacidad para el control de fuerzas y, además, una mayor precisión

submilimétrica que puede marcar una diferencia en los resultados de un tratamiento ortodóncico.

Este avance no solo ha permitido mejorar la eficiencia en la fabricación, sino que también ha reducido el impacto ambiental del proceso, eliminando el desperdicio de resinas y plásticos generados en la termoformación tradicional (14).

3.1.7 Materiales utilizados en la fabricación de alineadores

El desarrollo de los alineadores dentales ha estado estrechamente relacionado con la evolución de los materiales utilizados para su fabricación. En los últimos años, la innovación en polímeros y resinas ha permitido mejorar la resistencia mecánica, la biocompatibilidad y la durabilidad de estos dispositivos. La comparación entre materiales convencionales, como el PET-G termoformado, y los nuevos materiales utilizados en la impresión 3D, como la resina Tera Harz TC-85 DAC, ha sido un tema clave en la investigación ortodóncica moderna.

Los alineadores dentales deben cumplir con ciertos requisitos mecánicos para garantizar su eficacia en el tratamiento ortodóncico. Estos incluyen una alta resistencia a la tensión, flexibilidad, capacidad de recuperar su forma original y estabilidad dimensional a lo largo del tiempo. Los materiales termoformados como el PET-G han sido utilizados durante décadas debido a su facilidad de procesamiento y bajo costo, pero presentan limitaciones en cuanto a la predictibilidad del movimiento dental y la deformación progresiva. En contraste, las resinas utilizadas en la impresión 3D han demostrado tener una mayor capacidad de ajuste y control de fuerzas. La resina Tera Harz TC-85 DAC es uno de los materiales pioneros en este campo, permitiendo la fabricación directa de alineadores sin la necesidad de modelos físicos intermedios. Estudios han demostrado que este material ofrece una mayor resistencia al impacto y una menor pérdida de elasticidad en comparación con los materiales convencionales (10).

Los alineadores termoformados han sido ampliamente utilizados debido a su facilidad de producción y bajo costo. Sin embargo, presentan desventajas como la

pérdida progresiva de fuerza con el uso prolongado y la menor adaptabilidad a la morfología dental. Los alineadores impresos en 3D, por otro lado, ofrecen una fabricación más precisa y personalizada, eliminando la necesidad de modelos intermedios y reduciendo la variabilidad en el ajuste de los alineadores (10).

La biocompatibilidad es un factor clave en la selección de materiales para alineadores dentales, ya que estos dispositivos están en contacto constante con la mucosa oral. Se ha observado que algunos materiales termoformados liberan monómeros residuales que pueden generar reacciones alérgicas o efectos citotóxicos. En contraste, las resinas utilizadas en impresión 3D han sido diseñadas para minimizar la liberación de compuestos tóxicos y garantizar una mayor seguridad para el paciente. Un estudio reciente sobre la toxicidad de alineadores impresos en 3D reveló que la resina Tera Harz TC-85 DAC no presenta efectos citotóxicos significativos y cumple con los estándares de biocompatibilidad requeridos para su uso en ortodoncia. Además, los avances en el procesamiento de estos materiales han permitido mejorar su estabilidad química y reducir la degradación en medios bucales simulados (15).

3.1.8 Precisión y eficiencia en la fabricación de alineadores 3D

El desarrollo de la impresión 3D ha permitido una revolución en la fabricación de alineadores ortodónticos, aportando mejoras en la precisión, reproducibilidad y eficiencia del proceso. La comparación entre los alineadores convencionales termoformados y los alineadores fabricados mediante impresión 3D ha sido objeto de numerosos estudios, con el objetivo de evaluar cuál de estos métodos ofrece un mejor ajuste y predictibilidad en el movimiento dental (14).

La precisión de un alineador ortodóntico es un factor clave para la efectividad del tratamiento, ya que determina qué tan fielmente el dispositivo logra reproducir el movimiento dental planificado digitalmente. Los alineadores termoformados se producen al aplicar calor y presión sobre una lámina plástica moldeada sobre un modelo impreso en 3D, lo que introduce posibles imprecisiones debido a la

contracción térmica y la deformación del material. Por otro lado, los alineadores fabricados directamente mediante impresión 3D eliminan la necesidad de un modelo intermedio, reduciendo errores dimensionales y mejorando la exactitud del ajuste sobre la dentadura del paciente. Estudios han demostrado que estos alineadores mantienen su forma con mayor estabilidad y muestran desviaciones dimensionales menores en comparación con los alineadores termoformados (16).

Uno de los factores que influyen en la precisión de los alineadores impresos en 3D es la orientación en la que se fabrican. La impresión en un ángulo inadecuado puede afectar la exactitud dimensional y la resistencia mecánica del alineador. Se ha demostrado que la orientación de impresión vertical genera alineadores con mejor adaptabilidad en la arcada dental, mientras que la impresión horizontal puede resultar en una menor estabilidad estructural (17).

Asimismo, el grosor del alineador es un factor determinante en la transmisión de fuerzas. Un mayor grosor puede incrementar la rigidez del alineador, lo que puede afectar la eficacia del movimiento dental y la comodidad del paciente. Un estudio comparativo ha mostrado que la variabilidad en el grosor de los alineadores termoformados es mayor debido a la deformación durante el proceso de presurización, mientras que los alineadores impresos en 3D pueden fabricarse con una distribución de grosor más uniforme (18).

3.1.9 Predictibilidad del movimiento dental con alineadores impresos en 3D

La predictibilidad del movimiento dental es otro aspecto crucial en la efectividad del tratamiento con alineadores. La rigidez del material y la capacidad de los alineadores para aplicar fuerzas constantes influyen en la eficiencia del desplazamiento dentario. Investigaciones han encontrado que los alineadores impresos en 3D pueden mantener una fuerza más constante a lo largo del tiempo, en comparación con los alineadores termoformados que tienden a perder fuerza debido a la fatiga del material (19).

Además, los avances en la tecnología de impresión 3D han permitido una mejor personalización de los alineadores, optimizando el ajuste según la anatomía individual de cada paciente. Esto ha reducido la necesidad de refinamientos y correcciones adicionales durante el tratamiento ortodóntico, mejorando la eficiencia clínica (20).

3.1.10 Diferencias en la transmisión de fuerzas entre ambos métodos de fabricación

La transmisión de fuerzas de un alineador está determinada por su material y el método de fabricación. Mientras que los alineadores termoformados presentan una pérdida de fuerza progresiva debido a la relajación del material, los alineadores impresos en 3D han demostrado mantener una aplicación de fuerzas más constante, lo que se traduce en un movimiento dental más predecible (21).

La distribución de fuerzas también es más homogénea en los alineadores impresos, ya que su fabricación digital permite un diseño más preciso en comparación con los alineadores termoformados, cuya geometría final depende de factores como la presión ejercida durante el proceso de moldeo (22).

La evolución de la tecnología de fabricación de alineadores ha permitido mejorar la precisión y eficiencia del tratamiento ortodóntico. Los alineadores impresos en 3D han demostrado ventajas significativas en cuanto a exactitud dimensional, predictibilidad del movimiento dental y transmisión de fuerzas, reduciendo la necesidad de ajustes y optimizando la planificación del tratamiento. A medida que la impresión 3D continúa avanzando, se espera que su adopción en ortodoncia siga creciendo, ofreciendo mejores resultados para los pacientes (22).

3.1.11 Evaluación de las propiedades mecánicas en función del proceso de fabricación

Las propiedades mecánicas de los alineadores son influenciadas directamente por el proceso de fabricación. Los alineadores termoformados tienden a perder rigidez

con el tiempo debido a la relajación del material, lo que puede afectar la transmisión de fuerzas a los dientes. En contraste, los alineadores impresos en 3D han demostrado mantener su resistencia mecánica por un periodo más prolongado, lo que mejora la efectividad del tratamiento (21).

Además, la estructura homogénea de los alineadores impresos permite una distribución más uniforme de las fuerzas ortodónticas, lo que contribuye a un movimiento dental más controlado y predecible. Estas ventajas han impulsado la investigación en el desarrollo de nuevos materiales y estrategias de fabricación para optimizar aún más los resultados clínicos (23).

A medida que la tecnología continua avanzando, se espera que la fabricación digital juegue un papel cada vez más importante en la optimización de los tratamientos ortodónticos (23).

3.1.12 Impacto ambiental de los materiales en la fabricación de alineadores dentales

En los últimos años, la preocupación por la sostenibilidad ambiental ha permeado diversos campos de la salud, incluida la ortodoncia. El uso masivo de alineadores transparentes ha llevado a cuestionar no solo su eficacia clínica, sino también su impacto ecológico. Si bien, el método de termoformado de alineadores ha demostrado ser funcional y ampliamente utilizado, conlleva una generación considerable de residuos plásticos, tanto por el material recortado tras el termoformado como por los modelos físicos desechables utilizados en cada etapa del tratamiento. Esta acumulación de residuos plásticos, muchas veces no reciclables, representa una fuente directa de impacto ambiental negativo, especialmente en consultas con alta rotación de pacientes ortodónticos (24).

Frente a este escenario, la impresión 3D ha emergido como una alternativa tecnológica innovadora con importantes ventajas ecológicas. Este método permite la fabricación directa del alineador desde un archivo digital, eliminando la necesidad de modelos intermedios, moldes de yeso o recortes posteriores. Al imprimirse

únicamente el volumen necesario, se reduce considerablemente el desperdicio de material, lo cual representa una oportunidad significativa para disminuir la huella ecológica de los tratamientos ortodónticos. Además, la precisión del diseño digital permite una planificación más eficiente, con resultados personalizados que no requieren tantos ajustes ni repeticiones de fases, lo que también contribuye a reducir el consumo de recursos materiales. Esta transición hacia procesos digitales refleja una evolución no solo tecnológica, sino también en la forma en que se concibe la sostenibilidad en la práctica clínica actual (25).

La problemática ambiental no solo está relacionada con los residuos visibles, sino también con la liberación de microplásticos. Durante el uso clínico, los alineadores están expuestos a movimientos mecánicos, fricción y humedad, condiciones que pueden generar desgaste progresivo del material y la liberación de partículas plásticas microscópicas. Estas partículas, conocidas como microplásticos, representan una preocupación creciente tanto por su persistencia en el medio ambiente como por su potencial efecto acumulativo en los ecosistemas. En este sentido, la reducción del volumen de polímeros utilizados —y por tanto de residuos generados— que ofrece la impresión 3D adquiere un valor añadido, al minimizar también este tipo de contaminación emergente que ha sido identificada en la literatura reciente (25).

Adicionalmente, la investigación actual ha comenzado a enfocarse en el desarrollo de nuevos polímeros orientados a la sostenibilidad. La incorporación de materiales reciclables, biodegradables o con mayor eficiencia estructural representa una estrategia a largo plazo para mitigar los efectos medioambientales del uso masivo de dispositivos plásticos en ortodoncia. Este cambio de enfoque no se limita únicamente a la elección del material, sino que abarca todo el ciclo de vida del producto, desde su fabricación hasta su disposición final. En este sentido, la impresión 3D no solo ofrece ventajas desde el punto de vista técnico y clínico, sino que también abre la posibilidad de incorporar materiales más amigables con el entorno, lo cual está alineado con la tendencia global hacia una odontología más verde y responsable (26).

Este cambio de paradigma en la forma de fabricar y utilizar alineadores no es solo una cuestión técnica, sino también ética y profesional. La evolución hacia modelos digitales de producción permite integrar prácticas más respetuosas con el entorno sin comprometer la calidad del tratamiento. En un contexto donde la conciencia ambiental está cada vez más presente entre pacientes y profesionales de la salud, adoptar tecnologías que reduzcan la contaminación plástica y promuevan la sostenibilidad puede ser un factor diferenciador en la práctica ortodóntica moderna (26)(24).

Además de la generación de residuos plásticos visibles durante la fabricación tradicional de alineadores, estudios recientes han evidenciado que este proceso también conlleva una significativa huella ecológica a nivel energético y logístico. La fabricación termoformada no solo requiere el uso de materiales plásticos adicionales como modelos físicos y soportes, sino que también implica múltiples etapas de producción y transporte, lo que incrementa la demanda energética global del tratamiento ortodóntico. Investigaciones basadas en el Análisis del Ciclo de Vida (LCA) han demostrado que el proceso de termoformado presenta un mayor consumo energético y una mayor emisión de gases de efecto invernadero en comparación con la impresión 3D directa, posicionando a esta última como una alternativa más sostenible desde su etapa inicial de diseño hasta la producción final del dispositivo (27).

Por otra parte, la impresión 3D no solo permite una reducción significativa en los residuos sólidos generados, sino que también minimiza las emisiones indirectas de carbono relacionadas con el transporte de modelos y alineadores. Al permitir la fabricación in situ, es decir, dentro del consultorio o laboratorio local, la impresión 3D evita el traslado constante de modelos físicos entre clínicas, laboratorios y centros de producción externos. Esta descentralización del proceso ha demostrado tener un impacto positivo en la reducción de la huella de carbono del tratamiento, especialmente en áreas urbanas donde el transporte de materiales puede ser intensivo en emisiones. Además, se ha reportado que el consumo energético de las impresoras 3D modernas es significativamente menor que el de los sistemas de

termoformado industrializados, gracias a la eliminación de pasos intermedios y al uso más eficiente de los recursos (28).

La acumulación progresiva de modelos impresos, alineadores descartados y restos de materiales poliméricos también ha sido identificada como un desafío ambiental emergente. A nivel global, se estima que la práctica ortodóntica moderna genera miles de toneladas de desechos plásticos cada año, los cuales rara vez son reciclados debido a la composición mixta y la contaminación biológica que presentan tras su uso intraoral. Esta problemática no solo afecta a los vertederos y sistemas de gestión de residuos, sino que también representa una fuente potencial de contaminación microplástica. Investigaciones recientes han llamado la atención sobre el carácter persistente de estos materiales en el ambiente, y sobre la necesidad urgente de replantear los métodos de fabricación con base en criterios de sostenibilidad y economía circular (29).

Finalmente, se ha planteado que el futuro de la ortodoncia debe incluir no solo innovaciones tecnológicas, sino también un enfoque ético y ambientalmente consciente sobre la práctica clínica. La implementación de impresión 3D en clínicas odontológicas como herramienta para producir alineadores o modelos intraorales no solo optimiza tiempos y costos, sino que permite reducir de forma considerable el impacto ecológico del tratamiento, eliminando la dependencia de procesos industriales externos y promoviendo una producción más localizada y responsable. Esta transición hacia un modelo de manufactura digital directa ha sido reconocida como una oportunidad para integrar la sostenibilidad en la formación y práctica profesional del ortodoncista moderno (30).

3.1.13 Propiedades a evaluar

3.1.13.1 Resistencia a la flexión

La flexión es un fenómeno mecánico fundamental que ocurre cuando una fuerza aplicada de manera perpendicular al eje longitudinal de un material provoca una deformación en su estructura. Este tipo de esfuerzo es común en materiales utilizados en aplicaciones clínicas, como los polímeros empleados en la fabricación de alineadores dentales, donde la resistencia a la flexión resulta determinante para evaluar la rigidez del material y su capacidad de recuperar la forma original tras la aplicación de cargas.

Desde el punto de vista estructural, la flexión genera en el material una distribución interna de esfuerzos donde las fibras ubicadas en la parte externa de la curvatura se someten a tensión, mientras que las internas experimentan compresión, separadas por una superficie neutra donde el esfuerzo es nulo. La magnitud de esta deformación depende de las propiedades elásticas del material, su geometría y el tipo de carga aplicada.

En polímeros y materiales con comportamiento elástico no lineal, como los utilizados en dispositivos ortodóncicos, el análisis de la flexión requiere considerar modelos que superen las simplificaciones lineales tradicionales. Según Beléndez et al. (2002), al aplicar una fuerza, la curvatura generada en la viga o barra puede describirse mediante ecuaciones diferenciales que toman en cuenta el comportamiento no lineal del material, permitiendo obtener tanto la curva de deformación como la deflexión máxima en el punto de aplicación de la carga.

La medición del módulo de flexión o módulo elástico en flexión permite determinar la resistencia del material ante los esfuerzos de doblamiento, proporcionando información esencial sobre su estabilidad estructural a largo plazo. Esto resulta especialmente relevante en el diseño de alineadores dentales, donde la capacidad del material para soportar y recuperar las deformaciones es clave para garantizar la transmisión efectiva de fuerzas a los dientes durante el tratamiento ortodóncico (31).

3.1.13.2 Sorción acuosa

La sorción acuosa es un fenómeno crítico en la evaluación de materiales poliméricos utilizados en la cavidad oral. Se define como la capacidad de un material de absorber y retener agua a través de su estructura molecular. Este proceso ocurre en dos formas: absorción, donde las moléculas de agua penetran en el material y provocan cambios en su estructura interna, y adsorción, donde las moléculas de agua se adhieren a la superficie del material sin modificar significativamente su composición interna (32).

La exposición continua a la humedad y a los componentes de la saliva puede generar procesos de sorción acuosa en los materiales utilizados para la fabricación de alineadores dentales, afectando su integridad estructural y sus propiedades mecánicas. Diversos estudios han demostrado que los alineadores termoformados son más susceptibles a este fenómeno debido a las alteraciones que sufre el material durante el proceso de termoformado, lo que incrementa su reactividad ante las condiciones intraorales. Esta susceptibilidad favorece la absorción de agua y facilita la degradación mecánica del material, provocando la liberación de microplásticos durante el uso clínico. En contraste, los alineadores fabricados mediante impresión 3D, como Invisalign®, presentan una mayor estabilidad estructural frente a la humedad y la fricción, lo que se traduce en una menor liberación de partículas y, por ende, en un mejor comportamiento clínico a lo largo del tratamiento ortodóncico (33).

3.1.13.3 Espectroscopía Infrarroja por Transformada de Fourier (FTIR)

La espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIR) es una técnica analítica ampliamente utilizada para la caracterización química de materiales. En el ámbito de la ortodoncia, esta técnica permite identificar la composición de los materiales con los que se fabrican los alineadores dentales y evaluar posibles cambios estructurales tras la exposición a la saliva, fuerzas mecánicas y envejecimiento térmico. Esta técnica se basa en la interacción de la radiación infrarroja con los dipolos de los grupos funcionales presentes en las moléculas, lo

que provoca vibraciones característica como estiramientos y flexiones que generan un espectro único para cada sustancia analizada. Dicho espectro funciona como una "huella digital molecular" que permite la identificación precisa de compuestos y la detección de posibles alteraciones estructurales o químicas.

El uso de FTIR se ha consolidado en diversas industrias, especialmente en el sector alimentario, donde se emplea como herramienta rápida y confiable para la detección de fraudes y adulteraciones en productos de alto valor como aceites, miel, especias y vinos. Esta técnica no solo permite identificar la presencia de contaminantes o adulterantes, sino que también ofrece la posibilidad de evaluar la autenticidad de los productos mediante el análisis de su composición química (34).

3.1.13.4 Tracción

La tracción es un tipo de esfuerzo mecánico que se genera cuando una fuerza actúa sobre un material en direcciones opuestas, provocando su alargamiento a lo largo de un eje. La prueba de tracción consiste en aplicar de forma controlada una carga axial creciente sobre una probeta o muestra, con el objetivo de evaluar su comportamiento ante este tipo de sollicitación mecánica .

En este ensayo, se registran la fuerza aplicada y la deformación unitaria experimentada por el material, permitiendo construir una curva esfuerzo-deformación. A partir de esta curva se obtienen dos propiedades fundamentales: la resistencia máxima a la tracción y el módulo de Young. La resistencia máxima corresponde al mayor valor de esfuerzo soportado antes de que el material se fracture o sufra una deformación plástica irreversible. Por su parte, el módulo de Young, también conocido como módulo de elasticidad, se calcula como la pendiente de la zona lineal de la curva y representa la rigidez del material dentro de su comportamiento elástico (35).

3.1.13.4.1 Rigidez

La rigidez es la capacidad de un material o cuerpo para resistir la deformación cuando se le aplica una carga. Cuanto mayor es la rigidez, menor será la deformación ante un esfuerzo determinado. Esta propiedad está directamente relacionada con el módulo de elasticidad o módulo de Young, que cuantifica la resistencia del material a la deformación elástica (35).

3.1.13.4.2 Elasticidad

La elasticidad es la propiedad mecánica de los materiales que les permite recuperar su forma y dimensiones originales una vez que cesa la carga que los deforma, siempre y cuando la deformación no supere el límite elástico. Este comportamiento se desarrolla dentro de la llamada zona elástica, donde la relación entre esfuerzo y deformación es lineal y reversible (35).

3.1.13.4.3 Relación entre rigidez y elasticidad en pruebas de tracción

Durante las pruebas de tracción, la rigidez y la elasticidad no actúan como propiedades aisladas, sino que se expresan de forma simultánea y complementaria. La rigidez determina cuánta resistencia ofrece el material al inicio de la deformación, mientras que la elasticidad se manifiesta en la capacidad del material para recuperar su forma original cuando la carga cesa, siempre que no se haya superado su límite elástico.

Ambas propiedades se evalúan dentro de la misma región de comportamiento: la zona elástica, donde la relación entre esfuerzo y deformación es lineal y reversible. En esta región, el módulo de Young es el parámetro que refleja cuánta fuerza se necesita para provocar una deformación reversible. Por tanto, aunque el módulo de Young es una medida directa de rigidez, también permite analizar cómo responde el material elásticamente ante una carga controlada.

Comparar el módulo de Young entre dos materiales no solo permite distinguir cuál es más rígido, sino también cuál tiene un comportamiento funcionalmente más

elástico, entendido como mayor capacidad de deformarse sin perder su forma. En materiales poliméricos como los estudiados en esta investigación, esta diferencia resulta clínicamente relevante, ya que influye directamente en su desempeño como dispositivos activos o pasivos dentro del entorno intraoral (35).

3.2 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS

En años recientes, diversos estudios han contribuido a profundizar el entendimiento de las propiedades físicas, mecánicas y estructurales de los alineadores ortodónticos, a partir de distintos enfoques metodológicos y tecnologías de fabricación.

La comparación entre alineadores termoformados y alineadores impresos en 3D ha sido objeto de diversos estudios, los cuales han evaluado diferencias en términos de resistencia a la flexión, resistencia a la tracción y características estructurales a nivel molecular mediante FTIR.

En este apartado, se revisan estudios que han analizado de manera específica las características de cada tipo de alineador, agrupándolos en tres categorías: estudios comparativos entre ambos sistemas, investigaciones centradas exclusivamente en alineadores termoformados y estudios que han evaluado alineadores producidos mediante impresión 3D.

Shirey et al., en 2023 llevaron a cabo un estudio comparativo in vitro con el objetivo de evaluar y comparar las propiedades mecánicas de alineadores dentales fabricados mediante termoformado y los producidos por impresión 3D. Para el grupo de alineadores termoformados, se utilizaron láminas de PET-G de dos marcas comerciales ampliamente empleadas en la práctica clínica: Duran® EX30 y Zendura® LD30. Por otro lado, los alineadores impresos en 3D se elaboraron con dos resinas fotopolimerizables específicamente diseñadas para la impresión de alineadores: Model X y OD-Clear TF.

La metodología experimental consistió en someter todas las muestras a pruebas de tracción uniaxial hasta el punto de fractura, con el fin de determinar parámetros fundamentales como el módulo de elasticidad y la resistencia a la fractura. Los resultados revelaron diferencias significativas en el comportamiento mecánico de ambos grupos de materiales. Los alineadores termoformados presentaron un menor módulo de elasticidad, reflejando una mayor tendencia a la deformación plástica

cuando se someten a cargas progresivas. Específicamente, el módulo de elasticidad promedio registrado fue de 969 MPa para EX30 y 1035 MPa para LD30.

En contraste, los alineadores impresos en 3D mostraron una respuesta mecánica superior, caracterizada por una mayor rigidez y una mejor capacidad de recuperación elástica tras la aplicación de fuerzas. El módulo de elasticidad obtenido para las resinas impresas fue de 1373 MPa para OD-Clear TF y 1482 MPa para Model X, superando significativamente a los materiales termoformados. Estos resultados sugieren que la impresión 3D confiere a los alineadores una estructura más homogénea y predecible, con un mejor control sobre las propiedades mecánicas durante el proceso de fabricación.

Adicionalmente, el estudio destacó que los alineadores impresos en 3D conservaron de manera más estable sus propiedades mecánicas tras someterse a ciclos repetidos de carga y reposo, simulando las condiciones clínicas a las que se expone el material durante el uso intraoral. Esta mayor resistencia a la degradación mecánica sugiere que los alineadores impresos podrían ofrecer una mayor durabilidad clínica y una mejor predictibilidad en la transmisión de fuerzas a lo largo del tratamiento ortodóntico, lo cual representa una ventaja potencial frente a los alineadores termoformados convencionales (36).

Koenig N et al., en 2022 realizaron un estudio experimental con el objetivo de comparar la precisión dimensional de alineadores dentales fabricados mediante termoformado y alineadores producidos por impresión 3D directa. Para este análisis, los alineadores termoformados se elaboraron con láminas comerciales de Zendura FLX™ y Essix ACE™, mientras que los alineadores impresos en 3D se fabricaron utilizando la resina fotopolimerizable Tera Harz TC-85DAP™.

La metodología consistió en escanear tridimensionalmente los alineadores utilizando un escáner de alta resolución, obteniendo modelos digitales de cada muestra. Posteriormente, estos modelos fueron superpuestos sobre el diseño digital original de referencia mediante un análisis de metrología realizado en Geomagic®

Control X™, lo que permitió cuantificar las discrepancias geométricas y evaluar la exactitud dimensional de cada grupo.

Los resultados del estudio revelaron que los alineadores termoformados presentaron mayores desviaciones dimensionales respecto al modelo de referencia digital. Estas variaciones se atribuyeron principalmente a la contracción del material durante el proceso de moldeo y enfriamiento, así como a las limitaciones inherentes del proceso de termoformado. Dichas discrepancias podrían comprometer la precisión del ajuste clínico de los alineadores sobre los dientes del paciente.

En contraste, los alineadores impresos en 3D mostraron una mejor estabilidad dimensional y menor variabilidad en su geometría final, con desviaciones significativamente menores en comparación con los termoformados. El proceso de fabricación aditiva permitió una reproducción más fiel del diseño digital, lo que sugiere que la impresión 3D directa puede proporcionar alineadores con mayor precisión y mejor ajuste clínico, reduciendo el riesgo de discrepancias durante el tratamiento ortodóntico (16).

Bandić R et al., en 2024 llevaron a cabo un estudio experimental enfocado en analizar las diferencias en el grosor y la uniformidad de los alineadores dentales fabricados mediante termoformado y los producidos por impresión 3D directa. La investigación se basó en mediciones sistemáticas realizadas en 20 puntos específicos distribuidos a lo largo de la superficie de cada alineador, incluyendo zonas de interés clínico como incisivos, caninos, premolares y molares, con el objetivo de evaluar cómo la técnica de fabricación influye en la distribución del material y, por ende, en el comportamiento clínico del alineador.

Los resultados demostraron que los alineadores termoformados presentaron una pérdida significativa de grosor en las áreas de mayor curvatura dental, especialmente en las regiones posteriores y en las superficies vestibulares y linguales, donde se registraron las reducciones más notorias. Esta pérdida de material se atribuyó al proceso de estiramiento y deformación del termoplástico

durante la termoformación sobre el modelo dental, generando variaciones que podrían comprometer la uniformidad de la transmisión de fuerzas y, en consecuencia, afectar la predictibilidad del movimiento dental durante el tratamiento ortodóntico.

En contraste, los alineadores fabricados por impresión 3D mostraron un grosor mucho más uniforme y constante en todas las zonas evaluadas. Esto se debe a la capacidad del proceso de impresión 3D para controlar con alta precisión el depósito de material en cada capa durante la fabricación, eliminando las variaciones derivadas del estiramiento mecánico que afecta a los termoformados. Esta homogeneidad estructural otorga a los alineadores impresos una mayor estabilidad dimensional y mecánica, lo cual podría traducirse en una aplicación más controlada y consistente de las fuerzas ortodónticas a lo largo del tratamiento.

Los autores concluyen que la superioridad en la uniformidad del grosor de los alineadores impresos en 3D representa una ventaja clínica significativa, ya que favorece la predictibilidad en la respuesta biomecánica de los dientes y podría contribuir a mejorar la eficiencia y los resultados del tratamiento ortodóntico (37).

Lee et al., en 2022 realizaron un estudio experimental enfocado en caracterizar las propiedades termo-mecánicas de una resina fotopolimerizable con memoria de forma, específicamente desarrollada para la impresión 3D de alineadores dentales: la Tera Harz TC-85. La investigación evaluó su comportamiento estructural y mecánico mediante análisis mecánico dinámico (DMA), pruebas de creep, relajación de tensiones y ensayos de recuperación de forma, así como un análisis térmico diferencial para determinar su temperatura de transición vítrea (T_g).

Dentro de los resultados más relevantes, se identificó que la resina TC-85 presenta una T_g de 69.45 °C, inferior a la de materiales termoformados como el PET-G (101.8 °C). Esta propiedad térmica permite que el material exhiba comportamiento activo a temperaturas cercanas a las condiciones intraorales, favoreciendo su capacidad de activación como material con memoria de forma.

Los ensayos de recuperación de forma demostraron que la resina TC-85 logró recuperar hasta el 96% de su forma original tras ser deformada y posteriormente expuesta a 60 minutos a 37 °C, temperatura que simula el ambiente intraoral. Este comportamiento evidenció la excelente capacidad del material para recuperar su geometría inicial incluso después de ser sometido a deformaciones plásticas controladas.

Asimismo, las pruebas de fluencia y relajación de tensiones revelaron que TC-85 mantiene una alta capacidad de recuperación elástica y estabilidad mecánica, soportando ciclos de carga repetidos sin perder significativamente su capacidad de aplicación de fuerzas. En comparación con PET-G, la resina mostró una menor pérdida de fuerza bajo condiciones de carga sostenida, lo que refuerza su potencial como material clínicamente eficiente en la transmisión constante de fuerzas ligeras durante el tratamiento ortodóntico.

Los autores concluyen que Tera Harz TC-85 posee propiedades mecánicas y térmicas superiores que la convierten en un material altamente prometedor para la fabricación de alineadores mediante impresión 3D. Su comportamiento termomecánico y su efecto de memoria de forma podrían contribuir a un mejor control de las fuerzas aplicadas, mayor predictibilidad de los movimientos dentales y potencial reducción de los tiempos de tratamiento en ortodoncia (38).

Milovanović et al., en 2021 analizaron el efecto del tiempo sobre las propiedades mecánicas de una resina fotopolimerizable biocompatible utilizada en la fabricación de alineadores transparentes mediante impresión 3D, específicamente la Dental LT Clear V1. En este estudio, las muestras fueron sometidas a pruebas de tracción, compresión y flexión en tres puntos en diferentes periodos posteriores a la impresión (1, 3, 5 y 7 días), con el objetivo de simular el envejecimiento artificial del material bajo condiciones ambientales controladas.

Los resultados evidenciaron que las propiedades mecánicas del material se modifican con el tiempo: se observó un incremento en la resistencia a la tracción y

en el módulo elástico, mientras que la capacidad de elongación disminuyó progresivamente. Por ejemplo, la resistencia a la tracción aumentó de 35.7 MPa a 48.8 MPa entre el primer y el séptimo día. Este fenómeno se atribuye al avance de la post-polimerización y la estabilización de la red polimérica del material.

Estas variaciones son de gran relevancia clínica, ya que demuestran que el tiempo transcurrido desde la fabricación hasta el uso del alineador puede afectar la capacidad del dispositivo para aplicar fuerzas controladas. Los autores concluyen que el mejor desempeño clínico se alcanzaría si los alineadores son utilizados después de siete días de curado, momento en el cual el material alcanza su máxima estabilidad mecánica (39).

Jindal et al., en 2020 realizaron un estudio detallado utilizando análisis por elementos finitos (FEM) para evaluar el comportamiento mecánico de alineadores dentales fabricados mediante impresión 3D y por termoformado, cuando son sometidos a cargas compresivas similares a las fuerzas ejercidas durante la masticación. El objetivo fue determinar la capacidad de cada material para resistir la deformación y analizar la distribución de tensiones bajo condiciones clínicas simuladas.

El modelo FEM comparó alineadores impresos en resina biocompatible Dental LT Clear frente a alineadores termoformados con materiales convencionales como Duran® y Durasoft®. La simulación aplicó una carga de hasta 600 N, equivalente a las fuerzas de mordida humana, sobre la arcada mandibular digitalizada.

Los resultados revelaron que los alineadores impresos en 3D presentaron mejor precisión geométrica y mayor resistencia a la deformación en comparación con los termoformados. La diferencia en las tensiones máximas de von Mises fue mínima, pero constante a favor del material impreso, oscilando entre 0.2% y 7.7% en las distintas zonas dentales evaluadas. Esta mejor respuesta mecánica se atribuyó a la homogeneidad del material impreso y la eliminación de defectos derivados del proceso de termoformado.

Los autores concluyen que los alineadores impresos en 3D no solo ofrecen mejores propiedades mecánicas y mayor control sobre las fuerzas transmitidas, sino que también reducen los errores dimensionales asociados al termoformado, lo que puede traducirse en un tratamiento ortodóntico más eficiente y predecible (40).

Islam Atta et al. (2024) realizaron un exhaustivo análisis fisicoquímico y mecánico de un material para alineadores impresos en 3D basado en polímeros con memoria de forma (SMP), específicamente la resina Tera Harz TC-85. La metodología incluyó técnicas avanzadas como calorimetría diferencial de barrido (DSC), análisis mecánico dinámico (DMA), pruebas de flexión en tres puntos, ensayos de recuperación de forma y microdureza Vickers.

Los resultados demostraron que Tera Harz TC-85 posee un bajo punto de transición vítrea (T_g) de 42.3°C , lo que permite la activación de sus propiedades de memoria de forma a temperatura intraoral. La recuperación estructural fue significativa, alcanzando hasta 86.1% a 45°C , mientras que los materiales termoformados no superaron el 2.9% en las mismas condiciones. Además, la resina presentó alta flexibilidad, adecuada resistencia a la flexión y una microdureza comparable a los materiales termoformados, garantizando su estabilidad mecánica durante el uso clínico.

Los autores destacan que estas propiedades convierten a Tera Harz TC-85 en un material prometedor para la fabricación de alineadores 4D, con capacidad de adaptarse dinámicamente en la cavidad oral, mantener fuerzas constantes y permitir movimientos dentales de mayor magnitud por etapa. Además, su comportamiento viscoelástico y su resistencia a la degradación térmica sugieren una mayor durabilidad clínica y una reducción en el número de alineadores requeridos durante el tratamiento (41).

Jindal et al., en 2019 evaluaron las propiedades mecánicas y geométricas de alineadores dentales impresos en 3D y termoformados, comparando su resistencia a la compresión y precisión dimensional. Los alineadores impresos se fabricaron

con resina biocompatible Dental LT Clear, mientras que los termoformados se realizaron con láminas de Duran. Las pruebas mostraron que los alineadores 3D impresos presentaron una mayor precisión geométrica, con un promedio de error relativo de 2.55% frente a 4.41% de los termoformados. Además, en la prueba de compresión, los alineadores impresos y curados resistieron hasta 662 N antes de fracturarse, mientras que los termoformados solo soportaron 584 N con deformación plástica irreversible. Estos hallazgos confirman que los alineadores impresos en 3D no solo ofrecen una mejor estabilidad dimensional, sino también una mayor resistencia mecánica y capacidad de recuperación elástica, lo que los hace clínicamente más predecibles y eficientes en el tratamiento ortodóntico (42).

Hertan et al., en 2022 realizaron un estudio experimental en el que evaluaron el perfil de fuerzas generadas por alineadores impresos en 3D (Direct-Printed Aligners, DPA) en comparación con alineadores termoformados (Thermoformed Aligners, TFA), así como el efecto de patrones de superficie no involucrados durante el movimiento dental. Se diseñó un modelo de pruebas que permitió medir las fuerzas aplicadas en el eje vertical con desplazamientos progresivos de 0.10 a 0.30 mm, simulando condiciones clínicas.

Los resultados mostraron que los alineadores impresos en 3D generaron fuerzas significativamente menores y más consistentes en comparación con los termoformados. Por ejemplo, a 0.30 mm de desplazamiento, los alineadores termoformados alcanzaron 16.1 N, mientras que los impresos en 3D apenas generaron 3.48 N de fuerza pico y 1.52 N de fuerza estabilizada. Esto representa hasta un 90% menos de fuerza en los alineadores impresos, alineándose mejor con los niveles de fuerza biomecánicamente recomendados para el movimiento dental.

Además, el análisis demostró que la presencia de patrones de superficie o "aditamentos no involucrados" (attachments) no generó diferencias estadísticamente significativas en el perfil de fuerzas de ninguno de los dos tipos de alineadores. Esto sugiere que la precisión geométrica de los alineadores impresos

en 3D les permite mantener un control más estable sobre la distribución de fuerzas durante el tratamiento ortodóntico (43).

Can et al., en 2022 investigaron el efecto del envejecimiento in vivo en las propiedades mecánicas de alineadores impresos en 3D fabricados internamente en consultorios dentales. Utilizando alineadores confeccionados con resina Tera Harz TC-85 DAC, compararon muestras nuevas con otras recuperadas tras una semana de uso clínico intraoral.

Se realizaron análisis de composición química mediante FTIR-ATR y pruebas mecánicas con instrumented indentation testing (IIT) para determinar la dureza Martens (HM), el módulo de indentación (EIT), el índice elástico (η IT) y la relajación por indentación (RIT).

Los resultados mostraron que no hubo diferencias estadísticamente significativas entre los alineadores nuevos y los utilizados clínicamente. La exposición a las condiciones intraorales durante una semana no afectó las propiedades mecánicas del material evaluado. Este hallazgo sugiere que los alineadores impresos en 3D con esta resina mantienen su integridad estructural y funcional tras el uso clínico a corto plazo (44).

Khalil et al., en 2025 realizaron un estudio experimental que evaluó el efecto de la orientación de impresión y el grosor de la resina sobre la resistencia a la flexión de alineadores impresos en 3D. Se fabricaron 96 especímenes planos de alineadores utilizando resina fotocurable Tera Harz TC-85 DAC y se dividieron en ocho grupos según dos grosores (0.5 mm y 0.7 mm) y cuatro orientaciones de impresión (vertical, horizontal, 30° y 45°).

Cada muestra fue sometida a pruebas de flexión en tres puntos, bajo condiciones que simulan el ambiente intraoral a 37 °C, siguiendo los parámetros de la norma ISO 20795-2. La resistencia a la flexión se calculó en megapascales (MPa), y los datos fueron analizados estadísticamente.

Los resultados demostraron que la orientación de impresión no tuvo un efecto significativo sobre la resistencia a la flexión de los alineadores ($p > 0.05$). Por el contrario, el grosor de la resina sí influyó de manera importante: los especímenes de 0.7 mm presentaron valores significativamente mayores de resistencia a la flexión en comparación con los de 0.5 mm ($p < 0.001$). Por ejemplo, la media de resistencia a la flexión para las muestras de 0.7 mm osciló entre 63.43 y 67.14 MPa, mientras que para las de 0.5 mm fue entre 55.22 y 58.17 MPa.

Estos hallazgos resaltan la relevancia de controlar el grosor durante el diseño y fabricación de los alineadores impresos en 3D, ya que es un factor determinante en su desempeño mecánico. En cambio, la orientación de impresión puede seleccionarse según consideraciones de tiempo y consumo de resina, sin afectar la resistencia final del alineador (45).

Šimunović et al., en 2024 realizaron un estudio detallado donde evaluaron la influencia de los protocolos de post-procesamiento sobre el grado de conversión y las propiedades mecánicas de alineadores impresos en 3D fabricados con resina de poliuretano Tera Harz TC-85. Las muestras fueron sometidas a diferentes condiciones de curado (en aire y en ambiente libre de oxígeno con nitrógeno) y a distintos protocolos de enjuague (centrifuga, etanol, isopropanol e isopropanol con agua), con el objetivo de analizar su impacto en el módulo de flexión, la dureza y el grado de conversión mediante espectroscopía FTIR-ATR.

Los resultados evidenciaron que el curado en ambiente libre de oxígeno (nitrógeno) mejoró significativamente la conversión de la resina y sus propiedades mecánicas. El grupo control (centrifuga + nitrógeno) presentó el mayor módulo de flexión (1881.22 MPa) y un alto grado de conversión (98.4%), mientras que los enjuagues con isopropanol mostraron mayor dureza superficial. En cambio, el curado en aire y los enjuagues menos agresivos resultaron en menor desempeño mecánico.

Este estudio demuestra que el control del ambiente de curado y el protocolo de enjuague son determinantes para optimizar la calidad y el desempeño clínico de los

alineadores 3D impresos, asegurando mejores propiedades estructurales durante su uso ortodóntico (46).

Staderini et al., en 2024 realizaron un estudio in vitro para evaluar el efecto del proceso de termoformado sobre las propiedades mecánicas, ópticas, químicas y morfológicas de láminas de PET-G utilizadas en la fabricación de alineadores transparentes. Se analizaron 60 muestras estándar con forma de “dumbbell”, comparando un grupo termoformado y un grupo control. Las pruebas incluyeron análisis de grosor, peso, absorbancia, FTIR, rugosidad superficial y ensayos de tracción.

Los resultados revelaron una reducción del 15% en el grosor y del 11% en el peso tras el termoformado. A nivel químico, el análisis de FTIR mostró ausencia de cambios en la estructura molecular del material. La prueba de rugosidad superficial evidenció un aumento significativo de la rugosidad promedio (Ra) en 1233% y de la rugosidad RMS en 1129%, lo cual podría favorecer la retención de placa y fluidos durante el uso clínico. En cuanto a las propiedades mecánicas, no se observaron diferencias significativas en el módulo de elasticidad ni en la resistencia a la tracción entre ambos grupos, y las ligeras variaciones detectadas fueron atribuidas a la disminución del grosor tras el termoformado.

Este estudio concluye que, aunque las propiedades mecánicas del PET-G se mantienen estables tras el termoformado, sí se producen cambios morfológicos importantes como el aumento de la rugosidad superficial y la reducción del grosor, lo que podría tener implicaciones clínicas en la estética y la higiene de los alineadores (47).

Ihssen et al., en 2019 realizaron un estudio experimental in vitro para evaluar el efecto del envejecimiento artificial sobre las propiedades mecánicas del PET-G (polyethylene terephthalate glycol-modified) utilizado en la fabricación de alineadores dentales termoformados. Con el objetivo de simular las condiciones del ambiente intraoral, las muestras fueron sometidas a inmersión en agua a 37 °C

durante 14 días y a 500 ciclos de termociclado entre 5 °C y 55 °C, replicando la exposición a la humedad y las fluctuaciones térmicas que ocurren en la cavidad oral durante la alimentación y la higiene bucal.

Posteriormente, las muestras fueron evaluadas mediante pruebas de tracción para determinar el módulo de elasticidad (Módulo de Young) y la resistencia máxima a la tracción, comparando los resultados de las muestras envejecidas frente a las muestras control que no recibieron tratamiento de envejecimiento.

Los resultados evidenciaron una disminución significativa en la resistencia a la tracción y en el módulo de elasticidad tras el envejecimiento in vitro. Las muestras sometidas a agua y termociclado presentaron una pérdida de rigidez y resistencia mecánica que se atribuyó principalmente a la absorción de agua por el polímero, fenómeno que provoca la plastificación de las cadenas moleculares y la consiguiente pérdida de cohesión estructural. Adicionalmente, el proceso de termociclado generó tensiones internas y microfracturas en la matriz polimérica, debilitando aún más la integridad del material.

Este deterioro mecánico plantea implicaciones clínicas importantes, ya que sugiere que la exposición prolongada a las condiciones orales puede comprometer el desempeño estructural del PET-G, reduciendo su capacidad para aplicar fuerzas ortodónticas de forma efectiva y aumentando su susceptibilidad al desgaste y fractura durante el tratamiento. Los autores concluyen que el envejecimiento intraoral es un factor determinante que debe ser considerado al evaluar la durabilidad y efectividad clínica de los alineadores dentales termoformados fabricados con PET-G (48).

4. PLANTEAMIENTO Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

Hoy en día, las opciones para el tratamiento de ortodoncia son múltiples, con procedimientos distintos, pero compartiendo un mismo objetivo: obtener un resultado ortodóncico exitoso, estético y de corta duración. Sin embargo, el éxito depende de diversos factores, comenzando por un correcto diagnóstico por parte del especialista, la aplicación de biomecánicas adecuadas, la cooperación del paciente y, sobre todo, la selección de la aparatología en base al caso de cada paciente.

Actualmente, la ortodoncia con alineadores ha ganado popularidad, ofreciendo tratamientos estéticos que, además, permiten reducir la duración de las citas de seguimiento y, por lo tanto, se consideran más cómodos para los pacientes. Los alineadores termoformados no son la única opción disponible en el mercado; por lo tanto, es fundamental que el especialista conozca las propiedades físicas y mecánicas de los materiales utilizados para la fabricación de estos alineadores, tanto termoformados como impresos directamente mediante resina de impresión. Esto con el objetivo de seleccionar la mejor opción basada en las propiedades del material para llevar a cabo el tratamiento.

Dado que se ha realizado previamente un estudio en el que se compararon las propiedades de los alineadores termoformados, surge la necesidad de incorporar a este proyecto la más reciente innovación en el mundo de la ortodoncia: los alineadores de impresión directa.

Es necesario conocer el efecto que pueden generar las diferentes propiedades de un alineador termoformado o un alineador impreso de manera directa con resina de impresión, para así seleccionar la opción más conveniente para llevar a cabo el tratamiento.

Por lo tanto, surge la siguiente pregunta de investigación:

¿Hay diferencias entre los valores de espectrometría infrarroja, absorción acuosa, resistencia a la tracción y a la flexión del polímero para alineadores de impresión directa y acetatos Essix ACE® para alineadores termoformados?

5. JUSTIFICACIÓN

La literatura sobre la comparación de propiedades entre ambos materiales es escasa, siendo una posible razón la reciente introducción de las resinas de impresión en la ortodoncia. Además, en el caso de los alineadores termoformados, los estudios evalúan las propiedades de estos materiales sin haber pasado previamente por el proceso de termoformado, lo cual puede arrojar resultados poco útiles, ya que la evidencia demuestra que el proceso de termoformado altera las propiedades del material.

En el estudio al que se le está dando seguimiento, se evaluaron las propiedades de alineadores termoformados, realizando una comparación entre estos materiales. Así, se dio el primer paso hacia la investigación de las propiedades de los alineadores transparentes para el tratamiento de ortodoncia. Sin embargo, la innovación no se detiene y, tras surgir nuevos materiales y procesos de fabricación de alineadores, seguimos enfrentando limitaciones.

La evaluación de la espectrometría infrarroja por transformadas de Fourier, absorción acuosa, resistencia a la tracción y a la flexión de polímeros para impresión directa y acetatos para la fabricación de alineadores termoformados permitirá conocer si los alineadores de impresión directa son una mejor opción para el tratamiento de ortodoncia, basándose en sus propiedades físicas y sin necesidad de imprimir múltiples modelos requeridos para el proceso de termoformado. De ser así, la utilización de alineadores de impresión directa permitirá al especialista ofrecer tratamientos más accesibles para el paciente, reduciendo el costo del tratamiento.

Esta investigación busca cubrir parte de la escasa información disponible en las diferentes bases de datos respecto a la comparación de las propiedades entre materiales para el proceso de termoformado y polímeros para impresión directa de alineadores, además de cubrir las limitaciones del estudio previamente realizado, cuyo enfoque fueron los alineadores termoformados.

6. HIPÓTESIS

HI: Los valores de FTIR, absorción acuosa, resistencia a la tracción y a la flexión de un alineador de impresión directa son diferentes a los de un alineador termoformado.

H0: Los valores de FTIR, absorción acuosa, resistencia a la tracción y a la flexión de un alineador de impresión directa son similares a los de un alineador termoformado.

7. OBJETIVOS

7.1 Objetivo general

- Comparar los valores de FTIR, absorción acuosa, resistencia a la tracción y a la flexión de alineadores de impresión directa versus alineadores termoformados.

7.2 Objetivos específicos

- Determinar los valores FTIR, absorción acuosa, resistencia a la tracción y a la flexión de alineadores de impresión directa con resina Tera Harz TC-85 DAC.
- Determinar los valores FTIR, absorción acuosa, resistencia a la tracción y a la flexión de alineadores termoformados con acetatos Essix ACE®.
- Determinar el efecto de 7 días en ambiente acuoso sobre los alineadores de impresión directa y los alineadores termoformados mediante los valores de FTIR, absorción acuosa, resistencia a la tracción y a la flexión.

8. MATERIALES Y MÉTODOS

8.1 Diseño del estudio

Diseño	Experimental
	Prospectivo
	Longitudinal
	Analítico
	<i>In vitro</i>

8.2 Población y muestra

- **Tipo de muestreo:** Muestreo no probabilístico por conveniencia de acuerdo con los criterios de inclusión.
- **Población:** Acetatos de la marca Essix ACE® de Dentsply y muestras de alineadores de impresión directa con resina Tera Harz TC-85 DAC, n= 7 por cada grupo según las normas ASTM D790 y ASTM D882 para las pruebas realizadas en polímeros.

8.3 Criterios de selección

<p>CRITERIOS DE SELECCIÓN</p>	<p>8.3.1 Criterios de inclusión:</p> <ul style="list-style-type: none">• Acetatos Essix ACE®• Muestras de impresión directa con resina Tera Harz TC-85 DAC• Muestras de Tera Harz TC-85 DAC sin defectos de impresión• Acetatos Essix ACE® libres de daños <p>8.3.2 Criterios de exclusión</p> <ul style="list-style-type: none">• Acetatos Essix ACE® o muestras de Tera Harz TC-85 DAC que hayan estado en contacto con agua u otras sustancias• Acetatos Essix ACE® o muestras de Tera Harz TC-85 DAC con roturas o con defectos visibles en la superficie <p>8.3.3 Criterios de eliminación</p> <ul style="list-style-type: none">• Acetatos Essix ACE® y muestras de Tera Harz TC-85 DAC alteradas estructuralmente antes de ser sometidas a las pruebas
-------------------------------	--

8.4 Variables

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	UNIDAD DE MEDICIÓN	ESCALA Y CATEGORIA	POSIBLE PRUEBA ESTADÍSTICA
ALINEADOR	Tipo de aparato removible y transparente utilizado para corregir la posición dentaria.	Se medirá FTIR, flexión, absorción acuosa	Alineador de resina TC-85 DAC Alineador termoformado	Cualitativa Nominal Dicotómica	Estadística descriptiva
SORCIÓN ACUOSA	Proceso que engloba absorción y adsorción, es decir, es la manera en que el agua penetra tanto en el interior del material, como en la superficie. Esta penetración del agua en el material puede o no, modificar sus propiedades iniciales.	Medición antes y después del envejecimiento mediante una balanza analítica, para después obtenerlo mediante una fórmula matemática	Microgramos (mg)	Cuantitativa Por razón Continua	Estadística descriptiva U de Mann-Whitney
FLEXIÓN	Es la resistencia que un cuerpo opone a ser doblado por una fuerza. Es decir, al aplicarse una fuerza en materiales distintos, uno de los materiales puede llegar a soportar altos niveles de fuerza antes de que en este se produzca un doblado, lo que nos indicará que tiene mayor resistencia. Por otro lado, otro material puede llegar a doblarse con una cantidad de fuerza mínima. Esto	Medición del módulo de flexión	Newtons/milímetros cuadrados (N /mm ²)	Cuantitativa Por razón Continua	Estadística descriptiva. Anova de Welch Prueba post hoc de Games Howell

	<p>dependerá de las propiedades de ambos materiales y la resistencia que sus propiedades le dan a cada material.</p>				
FT- IR	<p>En esta prueba, se realiza la evaluación de los cambios estructurales en pequeñas regiones de una muestra mediante el uso de rayos infrarrojos. La prueba de FT-IR te brinda una huella digital de determinado material, lo cual permite conocer y comprender el comportamiento de dicho material, en base a su composición.</p>	<p>Conforme a la comparación contra bibliotecas de referencia</p>	<p>Número de onda (cm-1)</p>	<p>Cuantitativa Por razón Continua</p>	<p>Estadística descriptiva cualitativa</p>
TRACCIÓN	<p>Es un tipo de esfuerzo mecánico generado cuando un material es sometido a una fuerza en direcciones opuestas, provocando su alargamiento.</p>	<p>Mediante la prueba de tracción uniaxial se obtendrán dos parámetros: el módulo de Young (zona elástica) y la resistencia máxima (esfuerzo máximo soportado).</p>	<p>Megapascales (MPa)</p>	<p>Cuantitativa Por razón Continua</p>	<p>Estadística descriptiva</p> <p>Anova de Welch</p> <p>Prueba post hoc de Games Howell</p>

8.5 Concordancia y fiabilidad

Se estandarizó a la alumna por un experto en pruebas mecánicas, quien también participó como segundo observador en la prueba piloto. Ambos realizaron mediciones independientes sobre las mismas muestras, con el objetivo de evaluar la confiabilidad interobservador.

Se utilizó el Coeficiente de Correlación Intraclase (CCI), calculado mediante el software Jamovi, con un intervalo de confianza del 95 %. El valor obtenido fue de $CCI = 0.973$, lo cual indica una excelente concordancia entre observadores según los criterios estadísticos aceptados ($CCI \geq 0.90$).

8.6 Ubicación espacio temporal

Las pruebas de sorción acuosa, resistencia a la tracción y a la flexión se llevaron a cabo en la Facultad de Ingeniería de la Universidad del Valle, en Cali, Colombia.

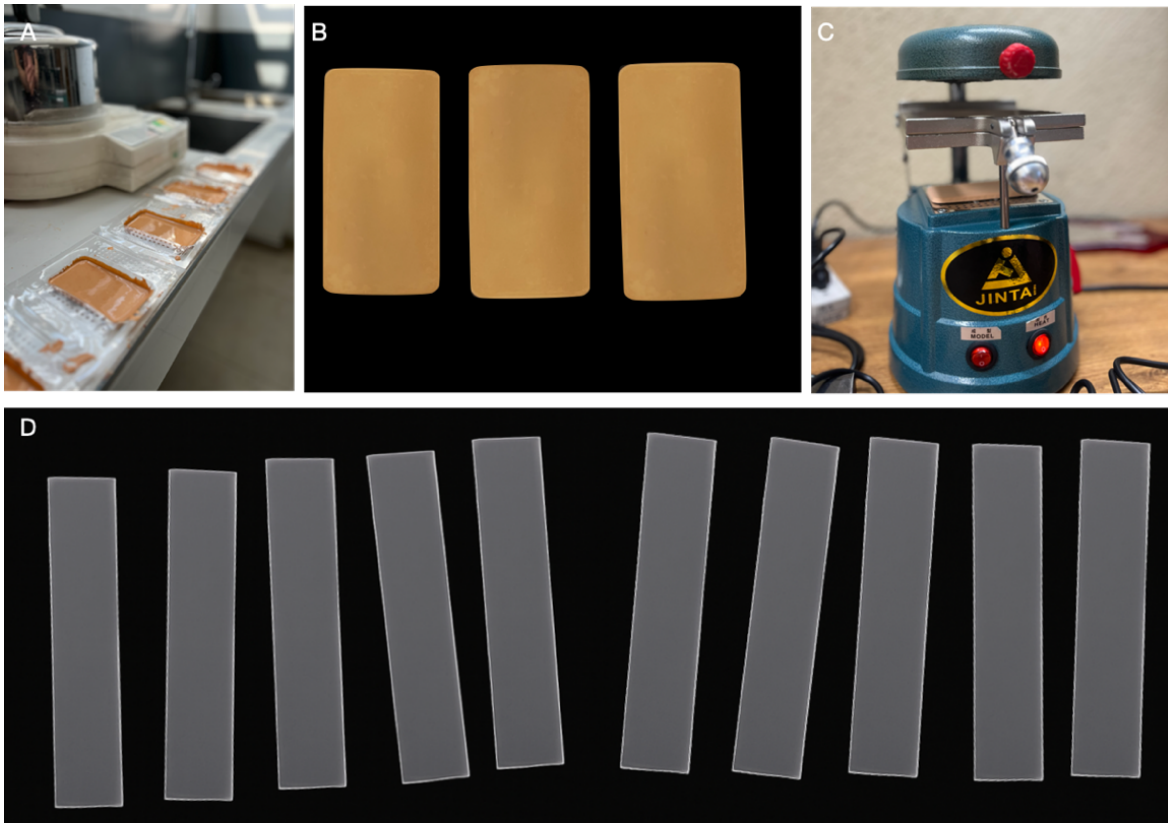
La prueba de FTIR se realizó en la Dirección de Innovación y Transferencia de Conocimiento (DITCO) de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.

8.7 Procedimientos, técnicas y fuentes de recolección

8.7.1 Fabricación de muestras termoformadas con láminas de PET-G

Se verificó que las láminas de PET-G provinieran del mismo lote de fabricación y fueran distribuidas por un proveedor autorizado.

- Las muestras se fabricaron conforme a la norma ASTM D882, utilizando láminas de la marca comercial Essix ACE® de 1 mm de grosor inicial, mediante un equipo de termoformado.
- Se elaboraron bases rectangulares de yeso tipo IV con superficie plana, que sirvieron como molde para el proceso de termoformado.
- El termoformado se realizó con una máquina Vacuum Jintai, aplicando las láminas de PET-G sobre las bases de yeso previamente preparadas.
- Una vez termoformados, los acetatos fueron recortados para obtener las barras con las dimensiones específicas requeridas para las pruebas experimentales.

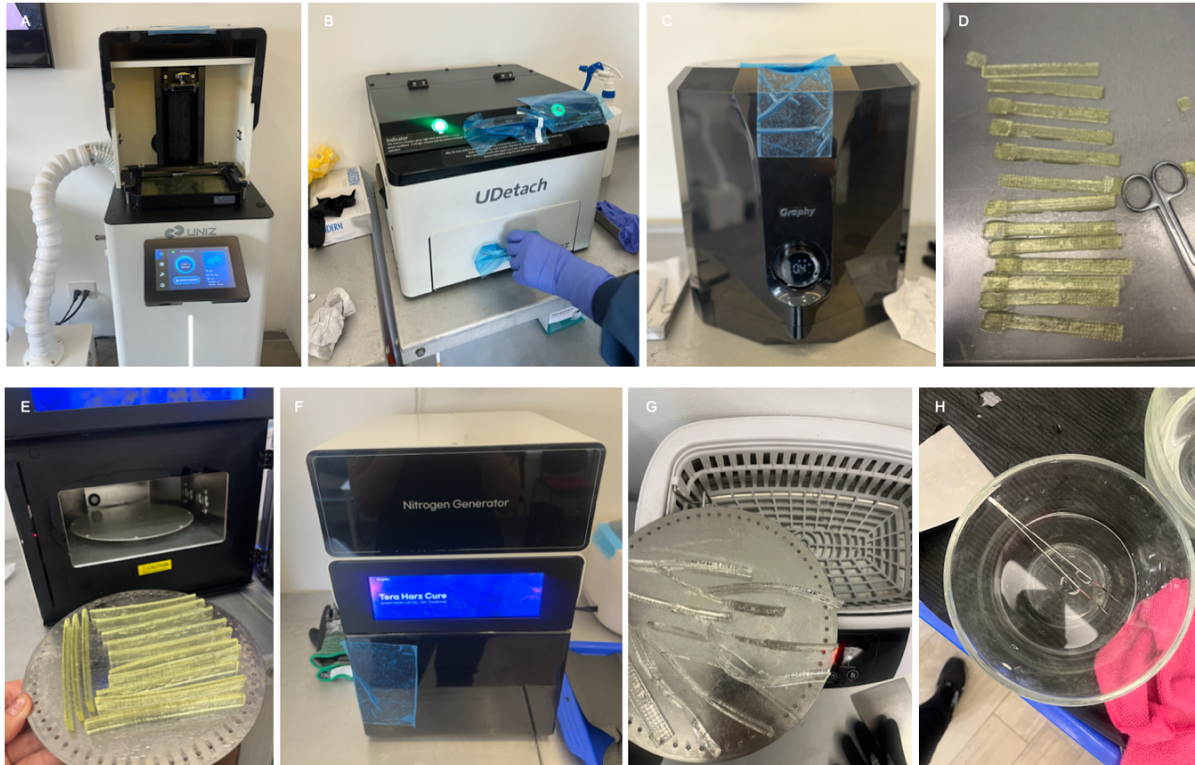


Imágenes propias

Figura 1. Fabricación de barras termoformadas con láminas de PET-G (Essix ACE®). **(A)** Elaboración de bases de yeso tipo IV. **(B)** Barras de yeso tipo IV. **(C)** Termoformado de acetatos. **(D)** Barras recortadas de los acetatos previamente termoformados.

8.7.2 Fabricación de muestras impresas en 3D con resina Tera Harz TC–85 DAC

- Se siguió el protocolo de fabricación recomendado por el fabricante de la resina Tera Harz TC–85 DAC, adaptado a las necesidades del presente estudio.
- Se realizó el diseño digital de las muestras siguiendo los lineamientos de la norma ASTM D882, estableciendo las dimensiones adecuadas para las pruebas de tracción y resistencia a la flexión. Las muestras se diseñaron con un grosor final de 0.9 mm.
- Las muestras se imprimieron utilizando una impresora 3D IBEE® (Uniz), compatible con resinas fotopolimerizables.
- Finalizada la impresión, las muestras fueron separadas de la plataforma utilizando el equipo UDetach®, el cual realiza un corte de precisión que evita daños estructurales al desprender las piezas de la platina.
- Las piezas fueron colocadas en una centrífuga especial (Graphy®) durante 6 minutos, con el fin de eliminar el excedente de resina no curada adherida a la superficie.
- Posteriormente, se recortaron manualmente los soportes o excedentes restantes con tijeras de precisión, asegurando la uniformidad y limpieza de los bordes de cada muestra.
- Las muestras ya limpias fueron acomodadas sobre la base metálica del equipo de curado Tera Harz Cure®, donde se sometieron a irradiación UV durante 20 minutos, en atmósfera de nitrógeno, para completar el proceso de polimerización.
- Finalmente, se sumergieron en ultrasonido para eliminar impurezas residuales tras el curado.



Imágenes propias

Figura 2. Proceso de fabricación de barras impresas en 3D con resina Tera Harz TC-85 DAC. **(A)** Impresión de las muestras en impresora 3D IBEE® (Uniz). **(B)** Separación automatizada con equipo UDetach®, que realiza un corte de precisión entre la platina y las muestras. **(C)** Limpieza centrífuga para retirar el excedente de resina no curada. **(D)** Recorte manual de excedentes para asegurar la forma y dimensiones finales de las barras. **(E)** Acomodo de las barras en la bandeja metálica del equipo de curado. **(F)** Curado en cámara Tera Harz Cure® con atmósfera de nitrógeno durante 20 minutos. **(G)** Limpieza en baño ultrasónico para eliminar impurezas residuales tras el curado. **(H)** Inmersión de las barras en agua a punto de ebullición durante 1 minuto como paso final del protocolo de post-procesado.

8.7.3 Sorción acuosa

- 7 muestras de acetatos Essix ACE®
- 7 muestras de impresión directa con resina Tera Harz TC-85 DAC

El total de las 14 muestras fue desecado a $37\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$ durante 24 horas y pesadas por una balanza analítica para posteriormente, registrar su peso en microgramos. Estas muestras fueron envejecidas a $37\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$ y se midió su peso después de la inmersión por 7 días en saliva artificial.

Posteriormente, se utilizó esta fórmula matemática para obtener la absorción del material.

$$W_p = \frac{m_2 - m_1}{V} (\mu\text{g}/\text{mm}^3)$$

Donde M^2 es la masa final a la cual se le resta la masa inicial $M1$ y se divide entre el volumen de cada muestra.

Se realizaron 14 mediciones, una a cada una de las muestras.

8.7.4 Tracción

8.7.4.1 Resistencia a la tracción

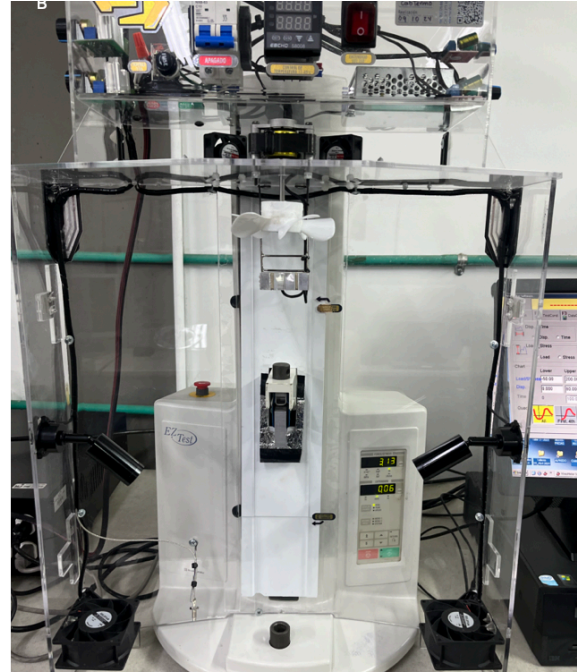
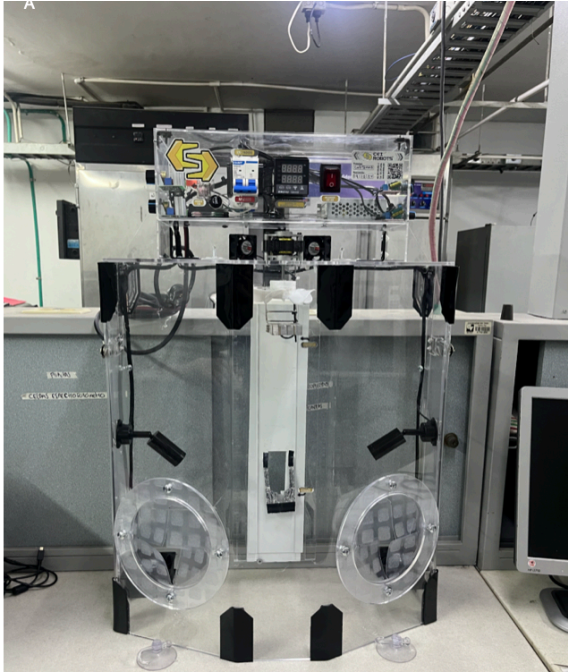
La prueba de resistencia máxima a la tracción se realizó para evaluar el comportamiento mecánico de las muestras de PET-G (termoformado) y Tera Harz (impresión directa) bajo tracción uniaxial, determinando el esfuerzo máximo soportado antes del punto de cedencia. Las muestras utilizadas fueron de 10 mm de ancho por 100 mm de largo, con un total de 28 muestras distribuidas en cuatro grupos (con y sin saliva para ambos materiales). Las dimensiones y condiciones de prueba se establecieron siguiendo los lineamientos de las normas ASTM D882 e ISO 527-3 para películas plásticas delgadas.

Las pruebas se realizaron utilizando un texturómetro EZ Test Shimadzu, el cual fue acondicionado a temperatura intraoral (37 °C). Para ello, se diseñó y colocó una cubierta térmica fabricada con apoyo del personal técnico del laboratorio, lo que permitió mantener una temperatura constante dentro del equipo durante las pruebas. Esta adaptación buscó simular con mayor fidelidad las condiciones reales del entorno bucal, incrementando la validez clínica de los resultados obtenidos.

Cada muestra fue sometida a la prueba de resistencia máxima a la tracción antes y después de haber sido envejecida en saliva artificial durante 7 días, registrando los valores máximos de esfuerzo antes del punto de cedencia.

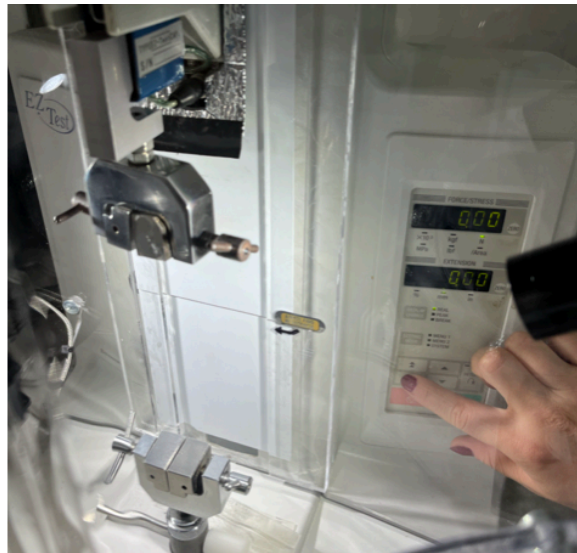
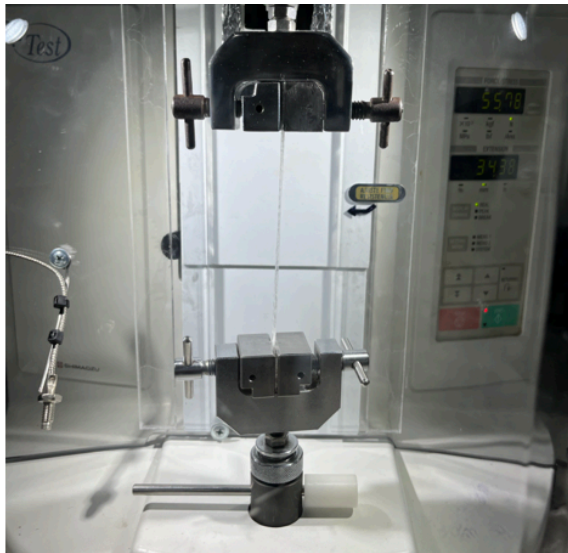
Distribución de muestras:

- 7 muestras termoformadas con láminas de PET-G (Essix ACE®) (sin saliva)
- 7 muestras termoformadas con láminas de PET-G (Essix ACE®) (con saliva)
- 7 muestras impresas en 3D con Tera Harz (sin saliva)
- 7 muestras impresas en 3D con Tera Harz (con saliva)



Imágenes propias

Figura 3. Acondicionamiento térmico del texturómetro para simulación intraoral. **(A)** Estructura acrílica personalizada diseñada para generar una cámara térmica controlada. **(B)** Texturómetro EZ Test Shimadzu con la estructura térmica montada, previo al inicio de las pruebas.



Imágenes propias

Figura 4. Preparación del texturómetro para pruebas mecánicas. **(A)** Colocación y ajuste de los soportes específicos para la prueba de tracción en el texturómetro EZ Test Shimadzu, asegurando una correcta alineación de la muestra. **(B)** Configuración de los parámetros del ensayo, como velocidad de desplazamiento y condiciones de medición, según los lineamientos establecidos para la prueba de resistencia a la tracción.

8.7.4.2 Módulo de Young

La prueba del módulo de Young se realizó con el objetivo de determinar la rigidez de los alineadores fabricados con PET-G (Essix ACE®) y con resina Tera Harz TC-85 DAC. Este parámetro permite evaluar la respuesta elástica de los materiales ante esfuerzos de tracción, lo que resulta fundamental para estimar su comportamiento clínico en tratamientos ortodónticos.

Las pruebas se realizaron a una velocidad constante de 5 mm/min y a una temperatura controlada de 37 °C, utilizando el texturómetro EZ Test Shimadzu con los mismos soportes utilizados en la prueba de resistencia máxima a la tracción. Este equipo fue modificado y acondicionado térmicamente con la ayuda del personal técnico del laboratorio, quienes fabricaron una cubierta calefactable que permitió mantener la temperatura intraoral simulada durante todo el proceso de medición.

Al igual que en las demás pruebas mecánicas, el análisis incluyó muestras antes y después del envejecimiento en saliva artificial por 7 días a 37 °C, permitiendo observar si existía alguna variación estructural o de rigidez debido a la exposición prolongada a la humedad.

Distribución de muestras utilizadas en esta prueba:

- 7 muestras termoformadas con láminas de PET-G (Essix ACE®) (sin saliva)
- 7 muestras termoformadas con láminas de PET-G (Essix ACE®) (con saliva)
- 7 muestras de Tera Harz TC-85 DAC sin exposición a saliva
- 7 muestras de Tera Harz TC-85 DAC expuestas a saliva artificial durante 7 días

Todas las muestras fueron evaluadas individualmente bajo las mismas condiciones, y los datos obtenidos se registraron y procesaron para determinar las posibles diferencias en la rigidez elástica entre materiales y condiciones.

8.7.5 Resistencia a la flexión

La prueba de resistencia a la flexión se realizó de acuerdo con las normas ASTM D790 e ISO 178, con muestras de 50.8 mm de largo por 12.7 mm de ancho, y un tramo de soporte de 25.4 mm. Las pruebas se ejecutaron a una temperatura constante de 37 °C, utilizando el texturómetro EZ Test Shimadzu acondicionado previamente para mantener esta temperatura durante el ensayo.

Se evaluó la fuerza necesaria para provocar una deflexión de 2 mm en el centro de cada muestra, simulando clínicamente el efecto de fuerzas ortodónticas sobre los alineadores durante el tratamiento.

Distribución de muestras:

- 7 muestras termoformadas con láminas de PET-G (Essix ACE®) (sin saliva)
- 7 muestras termoformadas con láminas de PET-G (Essix ACE®) (con saliva)
- 7 muestras impresas en 3D con Tera Harz (sin saliva)
- 7 muestras impresas en 3D con Tera Harz (con saliva)



Imágenes propias

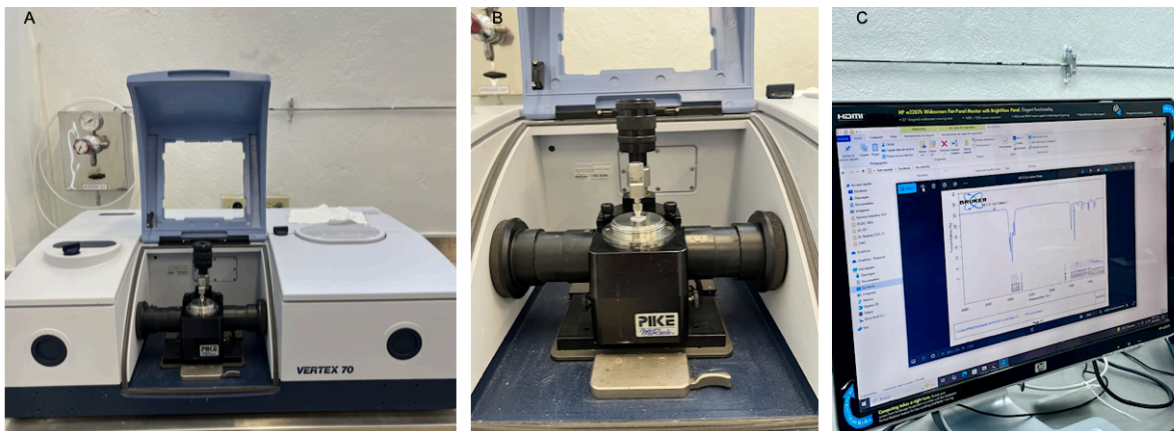
Figura 5. Preparación del equipo para la prueba de resistencia a la flexión. **(A)** Cambio de soporte en el texturómetro EZ Test Shimadzu para adaptar la máquina al protocolo de flexión en tres puntos. **(B)** Vista frontal del soporte utilizado, el cual presenta dos apoyos paralelos que sostienen la muestra, permitiendo la aplicación de la carga desde el centro para evaluar su resistencia a la flexión.

8.7.6 Técnica FTIR

Las pruebas de FTIR se realizaron en la Dirección de Innovación y Transferencia de Conocimiento (DITCo) de la BUAP, utilizando el equipo Vertex 70 (Bruker®), reconocido por su alta precisión en la caracterización de materiales poliméricos. La adquisición y el análisis de los espectros se llevaron a cabo mediante el software OPUS, también de Bruker®, el cual permitió visualizar las bandas de absorción e identificar los grupos funcionales presentes en cada muestra.

- 7 muestras termoformadas con láminas de PET-G (Essix ACE®) (sin saliva)
- 7 muestras termoformadas con láminas de PET-G (Essix ACE®) (con saliva)
- 7 muestras impresas en 3D con Tera Harz (sin saliva)
- 7 muestras impresas en 3D con Tera Harz (con saliva)

Los espectros obtenidos fueron comparados con bases de datos de referencia y con literatura científica especializada, con el objetivo de identificar posibles modificaciones en la estructura química de los materiales tras la exposición a un entorno simulado intraoral.



Imágenes propias

Figura 6. Equipamiento utilizado para el análisis FTIR. **(A)** Equipo de FTIR. **(B)** Vista ampliada del accesorio PIKE MIRacle ATR, donde se colocaron las muestras para la obtención del espectro infrarrojo. **(C)** Visualización digital del espectro FTIR obtenido mediante el software OPUS®, que permitió el análisis de los grupos funcionales presentes en los alineadores.

8.8 Análisis estadístico

El análisis estadístico de los datos se llevó a cabo utilizando el software Jamovi (versión 2.3.28; The Jamovi Project, 2022), una plataforma gratuita y de código abierto basada en R, que permite realizar análisis robustos. Esta herramienta fue elegida por su accesibilidad, transparencia en la presentación de resultados y compatibilidad con técnicas estadísticas modernas.

Inicialmente se aplicó una estadística descriptiva para cada variable, obteniendo medidas como la media, desviación estándar, error estándar y mediana, lo cual permitió explorar la tendencia central y la dispersión de los datos en cada grupo experimental.

Para comprobar si los datos seguían una distribución normal, se utilizó la prueba de Shapiro-Wilk, adecuada para muestras pequeñas ($n < 50$), que fue aplicada individualmente a cada variable de interés. De igual manera, se aplicó la prueba de Levene para evaluar la homogeneidad de varianzas entre los grupos.

Dependiendo de los resultados de normalidad y varianzas, se seleccionaron las pruebas de comparación más apropiadas para cada caso:

- En el caso de la sorción acuosa, como los datos no presentaron una distribución normal ($p < 0.05$), se aplicó la prueba no paramétrica U de Mann-Whitney para comparar los dos grupos (PET-G vs. Tera Harz).
- Para las variables resistencia a la flexión, resistencia máxima a la tracción y módulo de Young, se confirmó la normalidad de los datos mediante Shapiro-Wilk. Por tanto, se aplicó un ANOVA de Welch, el cual es robusto frente a posibles desigualdades en las varianzas y diferencias de tamaño muestral.

Posteriormente, se realizaron pruebas post hoc para identificar diferencias significativas entre los grupos:

- Se utilizó el test de Games-Howell cuando se detectó que las varianzas eran heterogéneas (como en el análisis de tracción).
- En los casos con varianzas homogéneas (como el módulo de Young), se utilizó la prueba post hoc de Tukey.

Finalmente, se consideró un nivel de significancia de $p < 0.05$ en todas las pruebas estadísticas realizadas.

Esta metodología estadística permitió evaluar rigurosamente las diferencias entre los materiales analizados, tomando en cuenta tanto la distribución como la naturaleza de los datos, asegurando así la validez de los resultados obtenidos.

8.8. Análisis estadístico

El análisis estadístico de los datos se llevó a cabo utilizando el software Jamovi (versión 2.3.28; The Jamovi Project, 2022), una plataforma gratuita y de código abierto basada en R, que permite realizar análisis robustos. Esta herramienta fue elegida por su accesibilidad, transparencia en la presentación de resultados y compatibilidad con técnicas estadísticas modernas.

Inicialmente se aplicó una estadística descriptiva para cada variable, obteniendo medidas como la media, desviación estándar, error estándar y mediana, lo cual permitió explorar la tendencia central y la dispersión de los datos en cada grupo experimental.

Para comprobar si los datos seguían una distribución normal, se utilizó la prueba de Shapiro-Wilk, adecuada para muestras pequeñas ($n < 50$), que fue aplicada individualmente a cada variable de interés. De igual manera, se aplicó la prueba de Levene para evaluar la homogeneidad de varianzas entre los grupos.

Dependiendo de los resultados de normalidad y varianzas, se seleccionaron las pruebas de comparación más apropiadas para cada caso:

- En el caso de la sorción acuosa, como los datos no presentaron una distribución normal ($p < 0.05$), se aplicó la prueba no paramétrica U de Mann-Whitney para comparar los dos grupos (PET-G vs. Tera Harz).
- Para las variables resistencia a la flexión, resistencia máxima a la tracción y módulo de Young, se confirmó la normalidad de los datos mediante Shapiro-Wilk. Por tanto, se aplicó un ANOVA de Welch, el cual es robusto frente a posibles desigualdades en las varianzas y diferencias de tamaño muestral.

Posteriormente, se realizaron pruebas post hoc para identificar diferencias significativas entre los grupos:

- Se utilizó el test de Games-Howell cuando se detectó que las varianzas eran heterogéneas (como en el análisis de tracción).
- En los casos con varianzas homogéneas (como el módulo de Young), se utilizó la prueba post hoc de Tukey.

Finalmente, se consideró un nivel de significancia de $p < 0.05$ en todas las pruebas estadísticas realizadas.

Esta metodología estadística permitió evaluar rigurosamente las diferencias entre los materiales analizados, tomando en cuenta tanto la distribución como la naturaleza de los datos, asegurando así la validez de los resultados obtenidos.

9. RESULTADOS

9.1 Sorción acuosa ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)

PET-G (Termoformado)

- Las muestras de PET-G mostraron una ligera absorción de agua, con valores promedio de $0.16 \pm 0.42 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ tras la exposición a saliva.
- No se observaron diferencias significativas entre las muestras expuestas y las no expuestas ($p > 0.05$), lo que sugiere una estabilidad estructural adecuada frente a la humedad.

Tera Harz (Impresión directa)

- Las muestras de Tera Harz presentaron una absorción de agua levemente superior a la de PET-G, con una media de $0.48 \pm 0.59 \mu\text{g}/\text{mm}^3$.
- Aunque las muestras no expuestas a saliva presentaron una menor variabilidad, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las condiciones evaluadas ($p > 0.05$).

Comparación entre materiales

- La absorción fue ligeramente mayor en las muestras de Tera Harz; sin embargo, esta diferencia no fue estadísticamente significativa ($p = 0.420$).
- Ambos materiales demostraron un buen comportamiento frente a la humedad en condiciones simuladas intraorales, sin evidencia de cambios estructurales visibles tras el envejecimiento acelerado.

La estabilidad dimensional observada en el PET-G sugiere que este material conserva adecuadamente sus propiedades físicas en ambientes húmedos. Por su parte, el Tera Harz, a pesar de presentar una absorción ligeramente mayor, mantuvo su integridad estructural, respaldando su viabilidad clínica como material para alineadores impresos en 3D.

Tabla 1. Sorción acuosa en muestras de PET-G y Tera Harz TC-85 DAC ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$).

Grupo	N	Media ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	DE ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	Mediana ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	p-valor
PET-G	7	0.16	0.42	0	-
Tera Harz	7	0.48	0.59	0	0.420

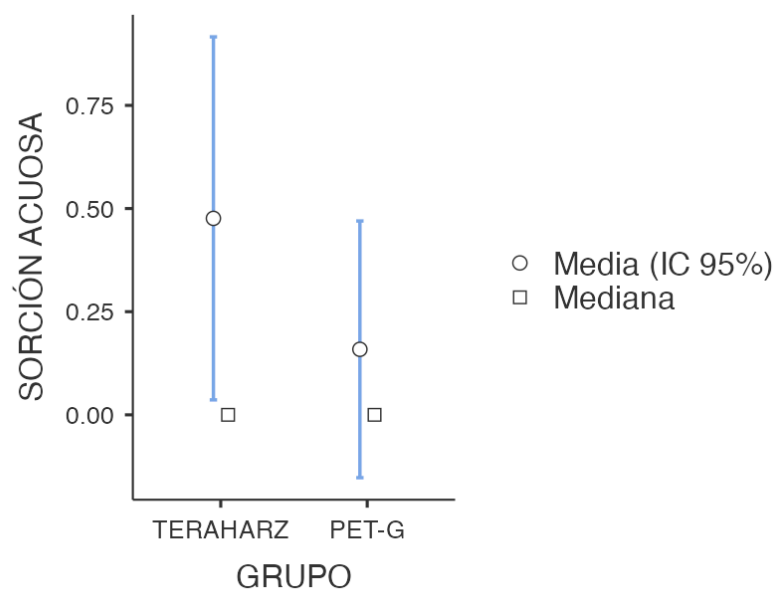


Figura 7. Sorción acuosa (media y mediana) ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) de los materiales PET-G y Tera Harz TC-85 DAC.

9.2 Resistencia a la tracción

9.2.1 Resistencia máxima a la tracción

La prueba de tracción-resistencia máxima se llevó a cabo para evaluar el comportamiento mecánico de las muestras de PET-G (termoformado) y Tera Harz (impresión directa) bajo tracción a 37 °C, identificando el esfuerzo máximo soportado antes del punto de cedencia.

PET-G (Termoformado)

- El PET-G presentó una deformación plástica después de alcanzar el punto de cedencia. La parte central de las muestras se adelgazó visiblemente durante la tracción y no recuperó su forma original tras la prueba, evidenciando una deformación permanente. Este comportamiento fue asociado a una menor elasticidad, la cual se cuantificó posteriormente mediante el módulo de Young.
- Las muestras sin exposición a saliva mostraron una resistencia máxima promedio de 53.6 ± 2.37 MPa, mientras que las expuestas a saliva disminuyeron significativamente a 46.9 ± 1.02 MPa ($p = 0.003$). Este comportamiento sugiere que la exposición a humedad puede debilitar la estructura interna del material.

Tera Harz (Impresión directa)

- En contraste, el Tera Harz mostró un comportamiento elástico durante toda la prueba. Las muestras se alargaron, pero al finalizar la tracción recuperaron completamente su forma y dimensiones originales gracias a sus propiedades de memoria de forma.
- Las muestras sin saliva presentaron una resistencia máxima promedio de 48.6 ± 0.96 MPa, mientras que las expuestas alcanzaron 49.2 ± 0.85 MPa, sin diferencias estadísticamente significativas ($p = 0.616$).

Comparación entre materiales

- El PET-G presentó mayor resistencia en la condición sin saliva ($p = 0.004$), pero mostró una pérdida significativa de resistencia tras la exposición a saliva artificial.

Tabla 2. Resistencia máxima a la tracción (MPa) de PET-G y Tera Harz antes y después de la exposición a saliva artificial.

Grupo	N	Media (MPa)	DE	p-valor
PET-G sin saliva	7	53.6	2.37	-
PET-G con saliva	7	46.9	1.02	0.003
Tera Harz sin saliva	7	48.6	0.96	-
Tera Harz con saliva	7	49.2	0.85	0.616

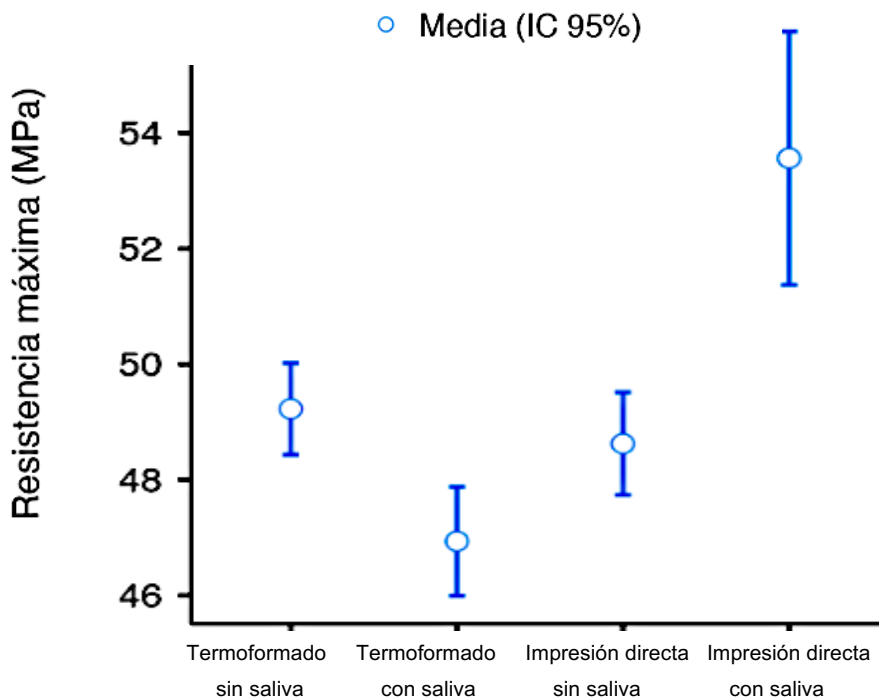
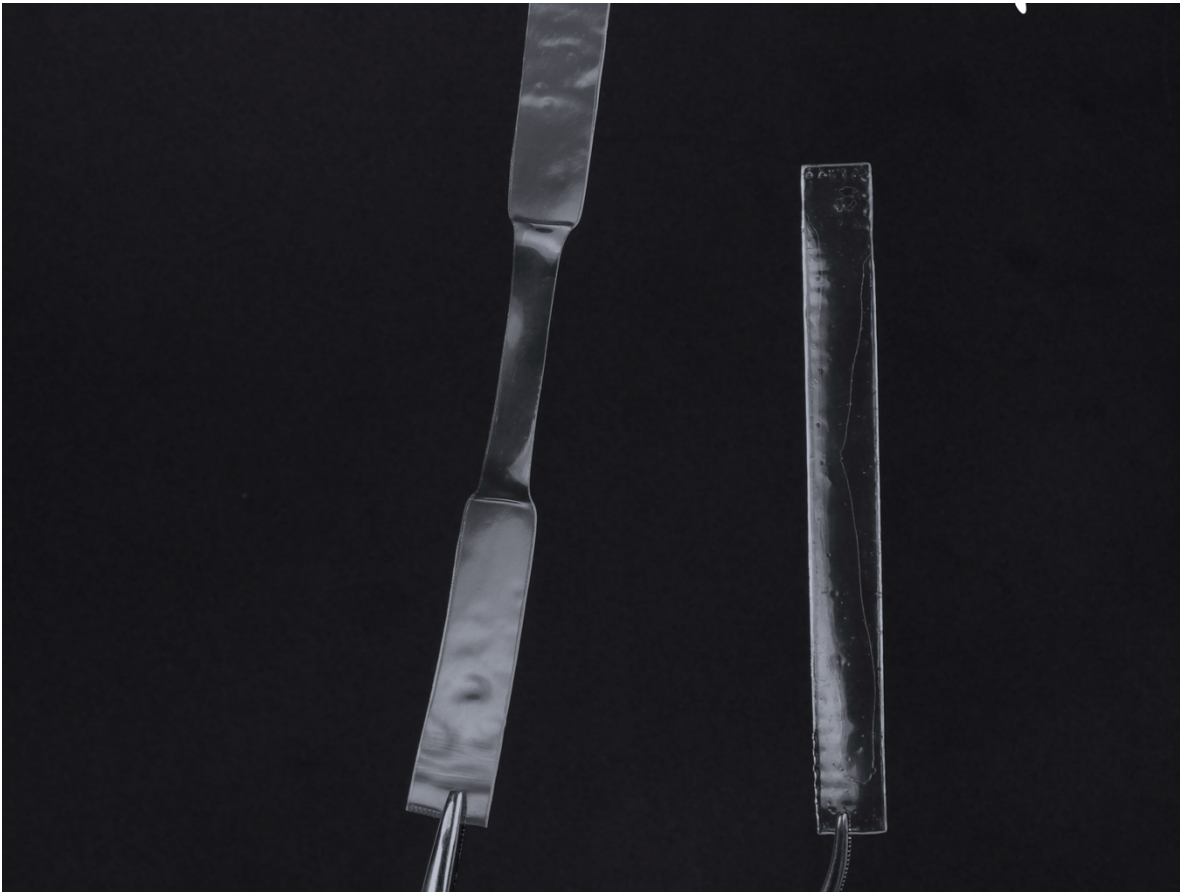


Figura 8. Resistencia máxima (MPa) de las muestras de PET-G y Tera Harz TC-85 DAC antes y después de la exposición a saliva artificial.



Imágenes propias

Figura 9. Comparación de las muestras tras la prueba de resistencia máxima a la tracción. A la izquierda, muestra de PET-G (termoformado) que evidenció una deformación plástica permanente con adelgazamiento central. A la derecha, muestra de Tera Harz TC-85 DAC (impresión directa) que mantuvo su forma original, sin evidencia de deformación visible.

9.2.2 Módulo de Young (MPa)

El módulo de Young, medido a una velocidad de 5 mm/min a 37 °C, permitió determinar la rigidez de las muestras de PET-G y Tera Harz. Este parámetro se calcula como la pendiente de la zona elástica de la curva esfuerzo-deformación, y permite evaluar qué tan fácilmente se deforma un material ante esfuerzos de tracción dentro de su comportamiento elástico.

PET-G (Termoformado)

- El PET-G presentó un módulo de Young significativamente mayor en comparación con el Tera Harz, reflejando su naturaleza rígida.
- Las muestras sin exposición a saliva mostraron un módulo promedio de 2006 ± 29.9 MPa, mientras que las expuestas a saliva presentaron una reducción a 1850 ± 24.5 MPa ($p = 0.001$), lo que sugiere una posible degradación estructural tras la absorción de humedad.

Tera Harz (Impresión directa)

- En contraste, el Tera Harz mostró valores menores de módulo de Young, lo que indica que requiere menos fuerza para deformarse, es decir, presenta una menor rigidez en su zona elástica.
- Las muestras no expuestas a saliva registraron un módulo promedio de 1979 ± 12.1 MPa, mientras que las expuestas presentaron 1971 ± 13.5 MPa, sin diferencias estadísticamente significativas ($p = 0.923$), lo que evidencia una mayor estabilidad frente a la exposición a saliva.

Comparación entre materiales

- El PET-G mostró un módulo de Young significativamente mayor que el Tera Harz en todas las condiciones evaluadas ($p < 0.001$).

Tabla 3. Módulo de Young (MPa) de las muestras de PET-G y Tera Harz TC-85 DAC, antes y después de la exposición a saliva artificial.

Grupo	N	Media (MPa)	DE	p-valor
PET-G sin saliva	7	2006	29.9	-
PET-G con saliva	7	1850	24.5	0.001
Tera Harz sin saliva	7	1979	12.1	-
Tera Harz con saliva	7	1971	13.5	0.923

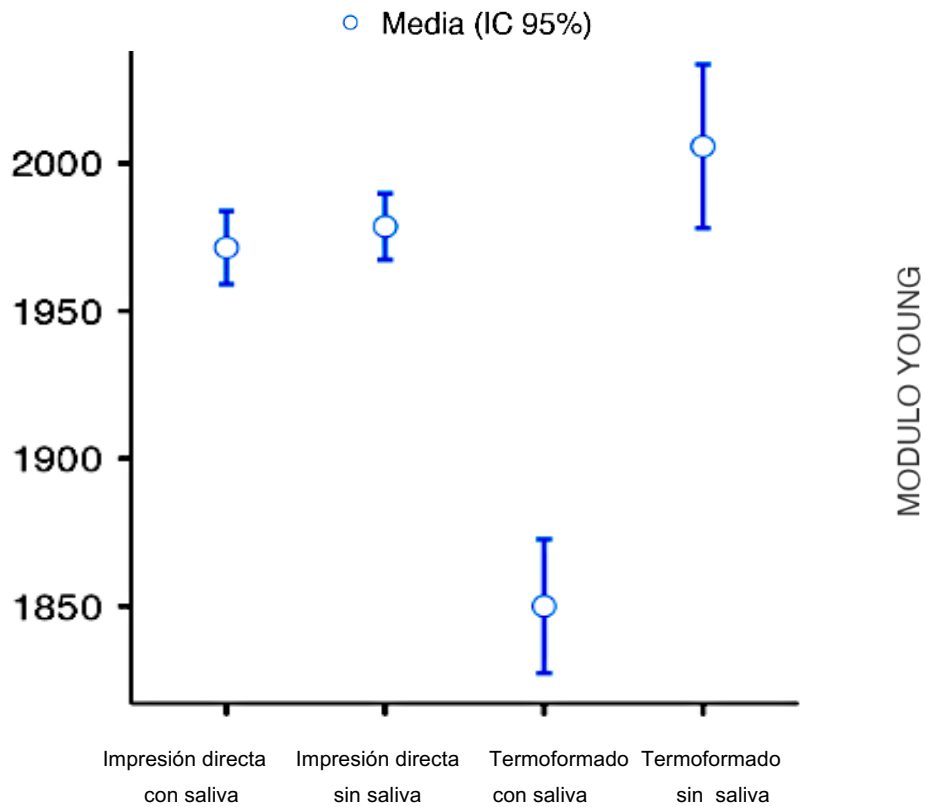


Figura 10. Módulo de Young (media con IC 95%) de PET-G y Tera Harz TC-85 DAC

Se observa una disminución significativa en el grupo PET-G tras la exposición a saliva, mientras que Tera Harz se mantuvo estable bajo ambas condiciones.

9.3 Resistencia a la flexión

La prueba de resistencia a la flexión se realizó a 37 °C para simular el entorno intraoral, evaluando la fuerza necesaria para deflectar las muestras 2 mm en el centro. Esta deflexión simula el mal alineamiento dental y permite evaluar las propiedades de rigidez y flexibilidad de los materiales.

Essix ACE® (Termoformado)

- El PET-G presentó un comportamiento característico de un material rígido, requiriendo mayor fuerza para alcanzar la deflexión de 2 mm.
- Las muestras sin exposición a saliva alcanzaron una resistencia promedio de 4.43 ± 0.18 N, mientras que las expuestas a saliva registraron 4.27 ± 0.11 N, sin diferencias significativas ($p > 0.05$).

Tera Harz (Impresión directa)

- Por otro lado, el Tera Harz mostró un comportamiento más flexible, aplicando fuerzas suaves y constantes para alcanzar la deflexión de 2 mm, lo que indica una menor resistencia a la deformación en comparación con el PET-G.
- Las muestras no expuestas a saliva registraron una fuerza promedio de 3.43 ± 0.18 N, mientras que las expuestas a saliva disminuyeron significativamente a 2.96 ± 0.31 N ($p = 0.029$).

Comparación de resultados entre materiales

- Comparando ambos materiales, el PET-G, por su rigidez intrínseca, requiere una fuerza significativamente mayor para deflectarse ($p < 0.001$), mientras que el Tera Harz, al ser más flexible, alcanza la misma deflexión aplicando menor fuerza.

Tabla 4. Resistencia a la flexión (N) de las muestras de PET-G y Tera Harz TC-85 DAC, antes y después de la exposición a saliva artificial.

Grupo	N	Media (N)	DE	EE
Termoformado con saliva	7	4.27	0.11	0.04
Termoformado sin saliva	7	4.43	0.18	0.07
Impresión directa con saliva	7	2.96	0.31	0.12
Impresión directa sin saliva	7	3.43	0.18	0.07

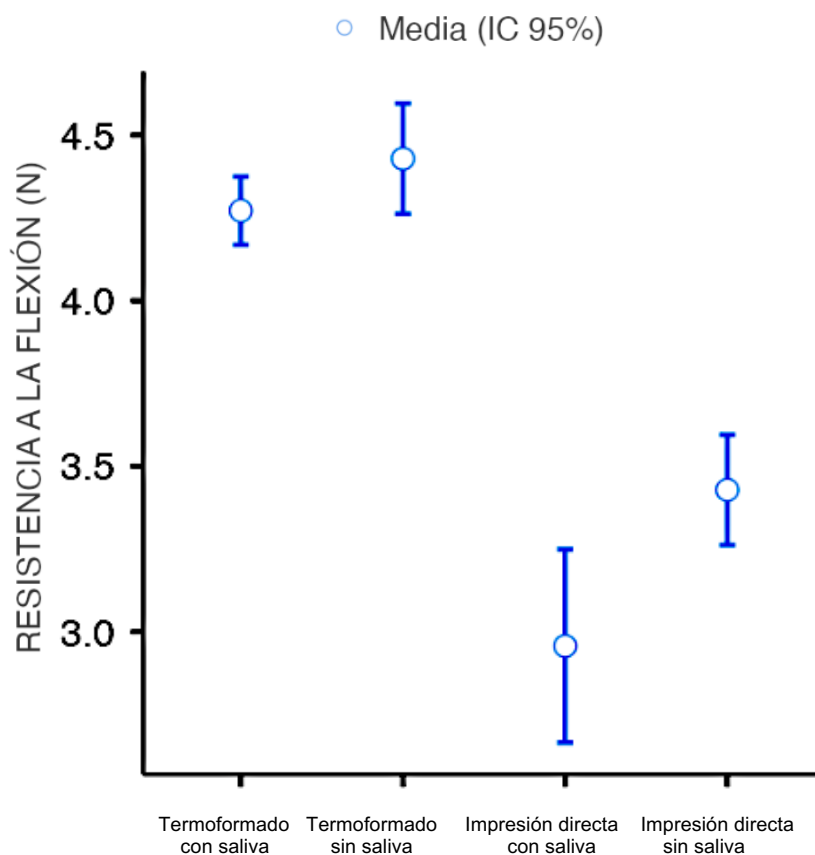


Figura 11. Resistencia a la flexión (media con IC 95%) de PET-G y Tera Harz TC-85 DAC, antes y después de la exposición a saliva artificial.

9.4 FTIR

Resultados para Essix ACE®

Muestras sin saliva artificial:

Se identificaron bandas de absorción características en:

- C–H alifático: 2949.96, 2917.48, 2867.29, 2838.82 cm^{-1}
- C=O (carbonilo): 1643.84 cm^{-1}
- C–C aromático: 1454.28, 1375.65 cm^{-1}
- C–O–C (eter): 1166.87, 1102.05 cm^{-1}
- Otros: 997.69 cm^{-1}

Estos resultados coinciden con los reportados en el estudio previo para el PET-G, confirmando la presencia de grupos funcionales característicos del tereftalato de polietileno glicol.

Muestras con saliva artificial:

Se identificaron picos similares, con algunas diferencias:

- C–H alifático: 2949.99, 2917.32, 2867.31, 2838.72 cm^{-1}
- C=O (carbonilo): 1643.84 cm^{-1} (ligera disminución en intensidad)
- C–C aromático: 1454.55, 1375.65 cm^{-1}
- C–O–C (eter): 1166.71, 1101.32 cm^{-1}
- Nuevos picos: 972.98, 899.07, 840.82, 808.38 cm^{-1}

Se observó un ligero desplazamiento en el estiramiento del carbonilo (C=O) y cambios menores en la intensidad de los picos de C–O–C, lo que sugiere interacciones superficiales menores con la saliva artificial.

Comparación con la base de datos SDBS y el estudio previo: Los picos de C–H, C–C aromático y C–O–C coinciden estrechamente con los reportados en el estudio previo y la SDBS, confirmando la integridad estructural del PET-G. Se observó un desplazamiento del pico de C=O de 1712 cm⁻¹ (estudio previo) a ~1643 cm⁻¹, posiblemente por variaciones en la cristalización o interacciones con la saliva.

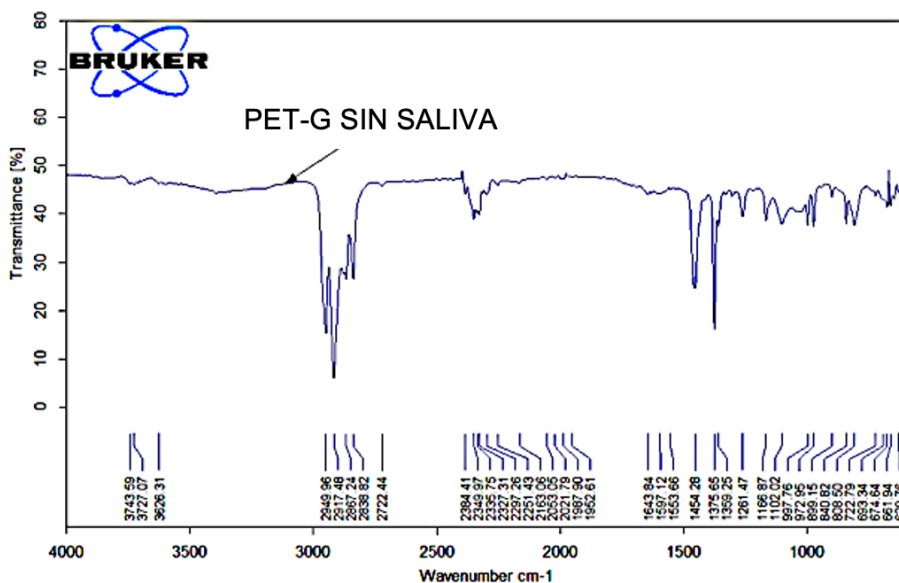


Figura 12. Espectro FTIR representativo de una muestra de Essix ACE® (PET-G) sin exposición a saliva artificial.

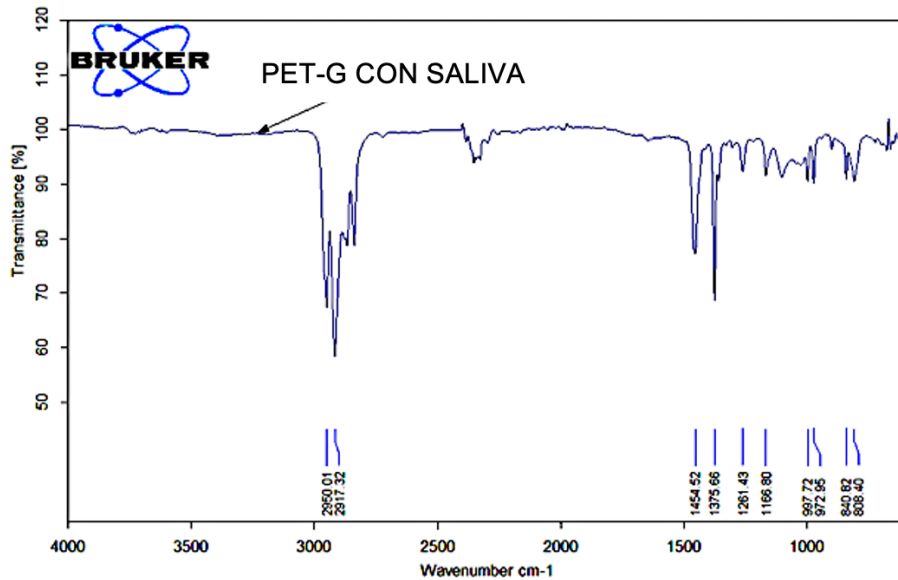


Figura 13. Espectro FTIR representativo de una muestra de PET-G (Essix ACE®) tras 7 días de exposición a saliva artificial.

Se observan ligeros desplazamientos en la banda del carbonilo (C=O) y la aparición de nuevos picos, lo que sugiere posibles interacciones superficiales con la saliva.

Resultados para Tera Harz TC-85 DAC

Muestras sin saliva artificial:

Bandas de absorción características:

- O–H / N–H (estiramiento): 3727.11, 3695.08, 3626.21, 3599.85 cm^{-1}
- C–H alifático: 2923.78, 2854.64 cm^{-1}
- C=O (carbonilo): 1702.77 cm^{-1}
- C=C aromático o N–H flexión: 1530.19, 1453.02 cm^{-1}
- C–O (eter/éster): 1237.66, 1156.75, 1031.30 cm^{-1}

Los picos en la región de 1700 cm^{-1} sugieren la presencia de grupos carbonilo, característicos de estructuras poliméricas con enlaces éster o amida.

Muestras con saliva artificial:

Se observaron picos similares, con variaciones:

- O–H / N–H (estiramiento): 3728.06, 3626.73, 3599.88 cm^{-1}
- C–H alifático: 2958.91, 2919.56, 2852.17 cm^{-1}
- C=O (carbonilo): 1696.89, 1698.18 cm^{-1} (ligero desplazamiento)
- C=C aromático o N–H flexión: 1608.23, 1517.70, 1452.33 cm^{-1}
- C–O (eter/éster): 1259.53, 1238.10, 1163.24, 1099.59 cm^{-1}

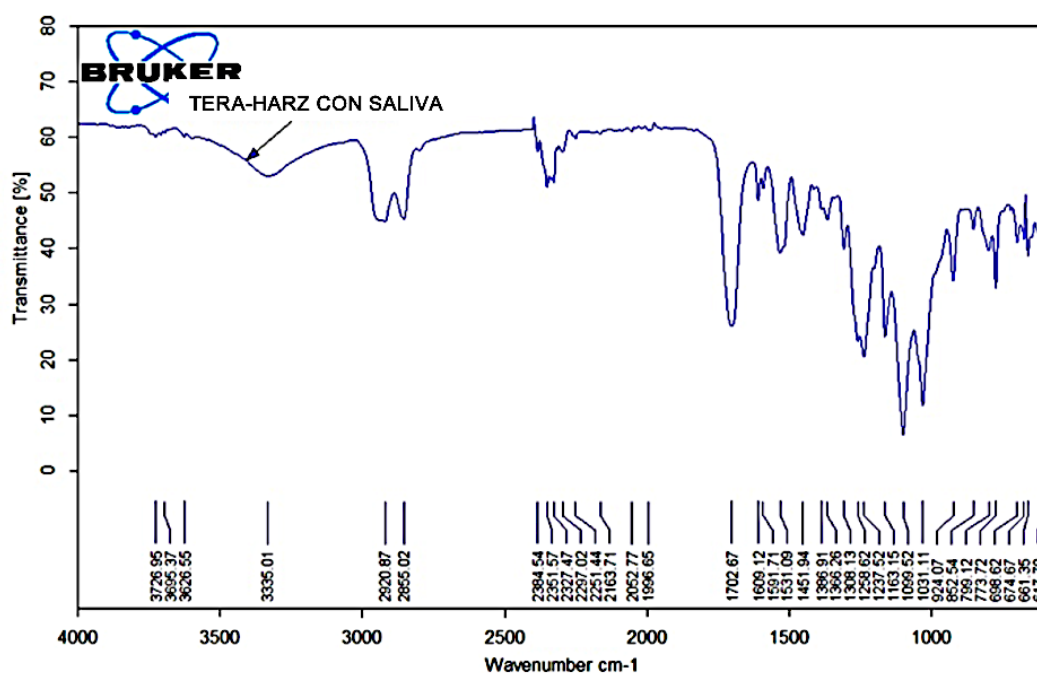


Figura 14. Espectro FTIR representativo de una muestra de Tera Harz TC-85 DAC tras 7 días de exposición a saliva artificial.

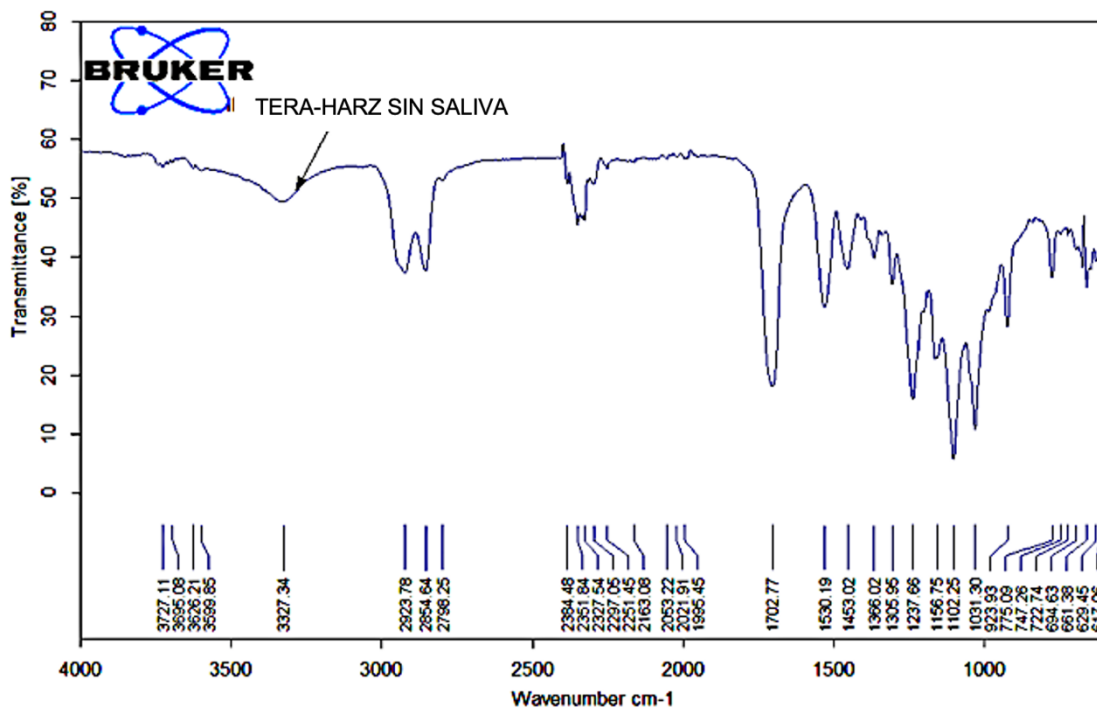


Figura 15. Espectro FTIR representativo de una muestra de Tera Harz TC-85 DAC sin exposición a saliva artificial.

Se observaron picos característicos en las muestras de Tera Harz TC-85 DAC, correspondientes a grupos funcionales como C=O, C–O, C–H alifático y N–H/O–H.

Tras la exposición a saliva artificial durante 7 días, se detectaron desplazamientos leves en los picos del carbonilo (C=O), así como variaciones menores en la intensidad de bandas asociadas a C–O y N–H.

En comparación con las muestras sin exposición, los espectros de las muestras envejecidas mostraron cambios sutiles en la posición y forma de algunas bandas de absorción.

10. DISCUSIÓN

El desarrollo de alineadores dentales ha evolucionado con la incorporación de nuevos materiales y tecnologías que buscan optimizar su desempeño clínico. Tradicionalmente, estos dispositivos han sido fabricados mediante termoformado de láminas de PET-G, sin embargo, la impresión 3D ha surgido como una alternativa que permite la fabricación directa de alineadores a partir de un diseño digital, reduciendo el desperdicio de material y optimizando la producción.

En esta investigación, se compararon las propiedades mecánicas y químicas de dos materiales empleados en la fabricación de alineadores: Essix ACE®, termoformado, y Tera Harz TC-85 DAC, impreso en 3D. Se analizaron propiedades clave como resistencia a la tracción, flexión, sorción acuosa y estabilidad química mediante FTIR, con el objetivo de evaluar su viabilidad en un entorno intraoral.

Con base en los resultados obtenidos, se acepta la hipótesis de investigación, ya que se observaron diferencias en los valores de FTIR, absorción acuosa, flexión y tracción entre los alineadores de impresión directa (Tera Harz TC-85 DAC) y los alineadores termoformados (Essix ACE®). Estas diferencias fueron estadísticamente significativas en las pruebas mecánicas, y también se evidenciaron cambios cualitativos en los espectros FTIR, lo que indica un comportamiento distinto entre ambos materiales bajo condiciones simuladas del entorno oral.

A continuación, se presenta un análisis detallado de cada una de estas propiedades y su relación con estudios previos.

10.1 Sorción acuosa

La capacidad de absorción de agua es un factor crucial en la estabilidad dimensional y mecánica de los alineadores dentales, ya que puede afectar directamente su desempeño clínico durante el tratamiento ortodóntico. Albilali et al. (2023) demostraron que los materiales termoplásticos utilizados en ortodoncia presentan distintos niveles de sorción acuosa, dependiendo de su estructura molecular y del proceso de fabricación al que son sometidos.

En el presente estudio, aunque el Tera Harz presentó una sorción acuosa ligeramente mayor en comparación con el PET-G, esta diferencia no fue estadísticamente significativa, lo que sugiere que ambos materiales mantienen una adecuada estabilidad dimensional en condiciones húmedas simuladas. Cabe señalar que este hallazgo contrasta con lo reportado por Albilali et al., quienes observaron una mayor absorción en materiales termoformados, como el PET-G, debido a su estructura molecular más porosa y a la alteración de la red polimérica durante el proceso de termoformado (49). Este fenómeno se relaciona con la redistribución de las cadenas poliméricas y la generación de microespacios dentro de la matriz, lo que facilita la penetración del agua en el material. De manera similar, Ryu et al. (2022) señalaron que el proceso de termoformado provoca modificaciones en la estructura polimérica del PET-G, favoreciendo la absorción de agua y, en consecuencia, alteraciones en las propiedades mecánicas del material tras la exposición prolongada a ambientes húmedos (50).

A pesar de que en este estudio el PET-G no fue el que presentó mayor absorción, sí mostró una pérdida significativa de resistencia mecánica tras la exposición a saliva artificial, lo cual es consistente con lo reportado por Borrmann et al. (2022) en su análisis de polímeros basados en polivinilpirrolidona (PVP), donde se concluyó que la absorción de agua impacta negativamente en las propiedades mecánicas de los polímeros, acelerando su degradación y favoreciendo la pérdida de resistencia estructural (32).

En esta misma línea, Ihssen et al. (2019) documentaron que el PET-G experimenta un debilitamiento estructural tras la absorción de humedad, asociado a la plastificación de las cadenas poliméricas, lo que disminuye su módulo de elasticidad y resistencia a la tracción (48). Este fenómeno explica la disminución en resistencia mecánica observada en este estudio y resalta la vulnerabilidad de los alineadores termoformados ante la exposición prolongada a la humedad intraoral.

Por otro lado, el Tera Harz TC-85DAC, material diseñado para impresión 3D y con propiedades de memoria de forma, mostró una notable resistencia a la sorción acuosa. Atta et al. (2024) reportaron que los materiales con memoria de forma presentan una mayor estabilidad dimensional y mecánica en ambientes húmedos, lo cual se atribuye a su estructura molecular más compacta y menos porosa (41). Estos resultados se alinean con las observaciones de este trabajo, donde el Tera Harz mantuvo su integridad estructural a pesar de presentar una sorción acuosa ligeramente mayor.

Desde una perspectiva clínica, estos hallazgos refuerzan la importancia de considerar la sorción acuosa como un factor determinante en la selección de materiales para alineadores dentales. La adecuada resistencia mecánica del Tera Harz tras la exposición a humedad podría traducirse en una mayor durabilidad clínica y una menor pérdida de fuerzas ortodóncicas durante el tratamiento.

Finalmente, los resultados de este estudio son congruentes con lo observado en la investigación previa del proyecto 2023, donde también se evidenció la tendencia a la degradación mecánica del PET-G tras la exposición a ambientes húmedos. En contraste, la inclusión del Tera Harz en este análisis representa un avance significativo al demostrar su viabilidad como material alternativo, con mayor estabilidad a largo plazo y potencial para optimizar la eficiencia de los tratamientos ortodóncicos. No obstante, futuras investigaciones deberán enfocarse en evaluar el comportamiento de estos materiales bajo condiciones clínicas reales y durante periodos prolongados, así como explorar la influencia de otros factores como la interacción con compuestos salivales y alimentos.

10.2 Resistencia a la tracción

La resistencia máxima a la tracción y el módulo de Young son propiedades mecánicas fundamentales en la evaluación de materiales para alineadores dentales, ya que determinan su capacidad para soportar fuerzas ortodóncicas sin comprometer su integridad estructural. En el presente estudio, se compararon dos materiales clínicamente utilizados: el PET-G (Essix ACE®), común en procesos de termoformado, y la resina Tera Harz TC-85 DAC, diseñada para la impresión directa de alineadores.

Los resultados obtenidos mostraron que el PET-G presentó valores más elevados de resistencia máxima a la tracción en comparación con Tera Harz, lo que refleja una mayor rigidez inicial. Sin embargo, tras la exposición a saliva artificial, el PET-G mostró una disminución estadísticamente significativa en su resistencia, lo cual evidencia una pérdida de propiedades mecánicas en condiciones de humedad. Este comportamiento coincide con lo reportado por Ihssen et al. (2019), quienes observaron que el PET-G sometido a envejecimiento por inmersión en agua y termociclado sufre una reducción de resistencia y módulo de elasticidad, atribuida a la absorción de agua y a la plastificación de las cadenas poliméricas, favoreciendo la aparición de microfisuras y la deformación plástica.

Por el contrario, la resina Tera Harz TC-85 DAC mostró menores valores de resistencia máxima, pero conservó un comportamiento elástico tras la prueba, sin evidencia de deformación permanente, incluso después del envejecimiento en saliva. Este comportamiento podría asociarse a su estructura molecular y a su capacidad para mantener una respuesta mecánica estable en ambientes húmedos, lo cual representa una ventaja potencial en tratamientos clínicos al permitir una transmisión de fuerzas más constante durante su tiempo de uso.

En conjunto, estos hallazgos sugieren que, aunque el PET-G ofrece una mayor resistencia inicial, es más susceptible a la degradación en condiciones intraorales, mientras que Tera Harz TC-85 DAC, con su menor rigidez pero mayor estabilidad

estructural, podría representar una alternativa más confiable en contextos clínicos que exigen precisión mecánica sostenida (48).

La exposición a condiciones de humedad simuladas evidenció un impacto significativo sobre la resistencia a la tracción del PET-G (Essix ACE®), reflejando su susceptibilidad a la degradación mecánica en ambientes húmedos similares al intraoral. Aunque este material presenta inicialmente una mayor rigidez —lo que le permite transmitir de forma eficiente las fuerzas ortodóncicas al diente—, la absorción de humedad favorece la plastificación de sus cadenas poliméricas, lo cual puede provocar una disminución progresiva en su rigidez y estabilidad dimensional durante el tratamiento.

Este comportamiento es consistente con lo reportado por Condo et al. (2018), quienes evaluaron alineadores termoformados fabricados en poliuretano y expuestos a condiciones de uso clínico intraoral. En su estudio, los autores documentaron que la permanencia en la cavidad oral —caracterizada por humedad constante, fluctuaciones térmicas y cargas funcionales— generó alteraciones estructurales en el material, incluyendo pérdida progresiva de la resistencia mecánica y aumento de la plasticidad. Estas modificaciones se atribuyeron principalmente a la absorción de agua y a los ciclos de hidratación y secado, factores que favorecen la aparición de microdaños y el deterioro de la integridad mecánica de los polímeros termoformados (51).

Aunque el material evaluado por Condo et al. fue poliuretano y no PET-G, ambos comparten la naturaleza de ser polímeros termoplásticos sometidos a procesos de termoformado, por lo que es razonable extrapolar estos hallazgos. De este modo, es posible inferir que el PET-G podría experimentar mecanismos de degradación equivalentes bajo condiciones clínicas, lo cual explica la disminución observada en su resistencia a la tracción tras la exposición a humedad simulada.

Estos hallazgos refuerzan la importancia de considerar la interacción del material con el ambiente oral al seleccionar el tipo de polímero utilizado en la fabricación de los alineadores. Particularmente, en tratamientos de mayor duración o cuando los

alineadores deben mantenerse por periodos prolongados en boca, la exposición continua a la saliva y a las variaciones térmicas podría comprometer la estabilidad mecánica del material, afectando la predictibilidad del movimiento dental.

En contraste, el Tera Harz demostró menor degradación mecánica, con una reducción de solo un 3.2% en su resistencia a la tracción después de la exposición a saliva artificial, en comparación con el PET-G, que experimentó una disminución del 12.5%. Esto sugiere que su composición polimérica le confiere una mayor resistencia a la absorción de agua y a los cambios térmicos.

Este comportamiento concuerda con lo observado en los resultados de esta investigación, donde el Tera Harz mantuvo su integridad estructural después de la exposición a saliva artificial, a diferencia del PET-G, que sufrió una disminución en su resistencia a la tracción.

Tartaglia et al. señalaron que los materiales impresos en 3D presentan una estabilidad mecánica superior a la de los termoformados, debido a una menor alteración de su estructura polimérica en entornos húmedos (14), lo que concuerda con los valores observados en este estudio, donde el módulo de Young del Tera Harz disminuyó en solo un 5.1% tras la exposición a humedad, en comparación con el PET-G, que presentó una reducción del 18.4%, explicando así la menor pérdida de propiedades mecánicas observada en el Tera Harz.

De manera similar, Alexandropoulos et al., concluyeron que los alineadores impresos en 3D, al poseer una estructura polimérica optimizada, son menos propensos a la deformación permanente (26), lo cual coincide con los resultados obtenidos en este estudio, donde el alargamiento a la ruptura del Tera Harz se mantuvo en un 9.3% tras la aplicación de carga mecánica, mientras que el PET-G disminuyó a un 4.7%, evidenciando una mayor fragilidad estructural.

Comparando estos resultados con los obtenidos en la tesis previa, se confirma que el comportamiento mecánico del PET-G sigue la tendencia observada en estudios anteriores, mientras que la inclusión del Tera Harz representa un avance

significativo en la evaluación de nuevos materiales para alineadores dentales. El estudio previo ya había documentado la variabilidad en las propiedades mecánicas de los alineadores termoformados según la marca comercial, pero este estudio amplía esa comparación incluyendo un material de impresión directa, proporcionando información valiosa para la selección de materiales en la práctica ortodóncica.

Estos hallazgos refuerzan la importancia de seguir explorando materiales innovadores para la fabricación de alineadores dentales, optimizando su diseño y composición para mejorar los resultados clínicos en ortodoncia. Con ello, este estudio contribuye a la comprensión comparativa de las propiedades mecánicas de materiales tradicionales y emergentes, ofreciendo bases sólidas para futuras investigaciones y mejores decisiones clínicas en el campo de la ortodoncia moderna.

10.3 Resistencia a la flexión

Los resultados de la prueba de flexión en tres puntos evidenciaron diferencias significativas en el comportamiento mecánico entre el PET-G y el Tera Harz TC-85DAC, lo que sugiere que la composición y estructura del material influyen directamente en su desempeño ante esfuerzos de flexión. La flexibilidad y rigidez de un alineador dental determinan en gran medida su efectividad en la aplicación de fuerzas ortodóncicas, por lo que comprender el comportamiento mecánico de estos materiales es esencial para optimizar los tratamientos.

El PET-G demostró una mayor resistencia a la flexión en ambas condiciones evaluadas, requiriendo 4.43 ± 0.18 N para alcanzar una deflexión de 2 mm en estado seco y 4.27 ± 0.11 N tras la exposición a saliva artificial, sin diferencias estadísticamente significativas. Este comportamiento coincide con lo reportado por Atta et al., quienes observaron que los alineadores termoformados presentan una alta rigidez inicial debido a su estructura polimérica densa, lo que se traduce en una mayor resistencia mecánica (41). Además, lo observado en este estudio concuerda

con lo reportado por Lombardo et al., quienes demostraron que ciertos alineadores termoformados mantenían su resistencia mecánica durante las primeras 24 horas al ser sometidos a relajación de esfuerzos en agua destilada a 37 °C, simulando condiciones húmedas intraorales, aunque sin evaluar directamente la absorción de agua (52). Jindal et al. también identificaron que los alineadores termoformados mantienen su resistencia estructural, aunque pueden presentar ligeros cambios en su elasticidad tras la exposición a humedad (42).

El mantenimiento de la rigidez en el PET-G puede atribuirse a su composición molecular y su alto grado de cristalinidad, lo que le permite mantener una estructura estable incluso en condiciones de humedad. Esto es relevante en el contexto clínico, ya que los alineadores permanecen en la boca del paciente por al menos 22 horas al día, estando expuestos a fluctuaciones de temperatura y saliva constantemente. La capacidad del PET-G de mantener su resistencia estructural podría traducirse en una mayor predictibilidad de los movimientos dentales planificados, ya que no experimentará una pérdida significativa de fuerza con el tiempo.

Por otro lado, el Tera Harz mostró una menor resistencia a la flexión en comparación con el PET-G, requiriendo 3.43 ± 0.18 N en estado seco y disminuyendo a 2.96 ± 0.31 N tras la exposición a saliva artificial, con una reducción estadísticamente significativa ($p = 0.029$). Atta et al. también reportaron que los materiales impresos en 3D presentan menor resistencia a la flexión en comparación con los termoformados, pero ofrecen un comportamiento más progresivo en la aplicación de fuerzas (41). Dalaie et al. evaluaron las propiedades mecánicas de alineadores después del termoformado y envejecimiento simulado, concluyendo que los materiales termoformados pueden perder cierta resistencia con el tiempo, a diferencia de los materiales con memoria de forma, como el Tera Harz (53). Este comportamiento se atribuye a la memoria de forma del Tera Harz, lo que le permite recuperar parcialmente su estructura tras la deformación.

Desde el punto de vista clínico, estas diferencias en resistencia a la flexión pueden impactar directamente en la eficacia del tratamiento ortodóncico. Como

demonstraron Mei et al., los alineadores más flexibles pueden permitir un movimiento dental más progresivo y cómodo, reduciendo la presión inicial sobre los dientes y mejorando la adaptabilidad del alineador (54). Tamburrino et al. analizaron las propiedades mecánicas de los polímeros termoplásticos para la fabricación de alineadores y encontraron que, si bien los materiales termoformados tienen alta resistencia mecánica, los impresos en 3D pueden ofrecer mayor adaptabilidad y fuerzas más homogéneas a lo largo del tiempo (55). Adicionalmente, Ryu et al. estudiaron el impacto del termoformado en la resistencia a la flexión y concluyeron que dicho proceso puede reducir significativamente la rigidez de algunos materiales, lo que refuerza la importancia de evaluar la estabilidad mecánica de los alineadores durante su uso prolongado (50).

Es importante considerar que los resultados obtenidos en este estudio están limitados a las condiciones experimentales utilizadas. Factores como el tiempo de uso, las variaciones de temperatura intraoral y la interacción con otros fluidos orales podrían influir en la resistencia a la flexión de estos materiales. Futuros estudios podrían enfocarse en evaluar la durabilidad y estabilidad mecánica de los alineadores en condiciones intraorales reales, mediante simulaciones prolongadas que incluyan cargas funcionales dinámicas y ambientes húmedos. Asimismo, sería pertinente investigar el uso de tratamientos superficiales o modificaciones estructurales que permitan optimizar la resistencia de los alineadores impresos en 3D sin comprometer su flexibilidad ni la comodidad del paciente durante el uso clínico.

10.4 FTIR

La espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIR) es una herramienta fundamental para analizar la estructura química de los materiales utilizados en la fabricación de alineadores dentales. Su capacidad para identificar grupos funcionales y detectar cambios en la composición molecular permite evaluar la estabilidad química de los polímeros sometidos a condiciones de envejecimiento intraoral, como la exposición a la saliva y las fluctuaciones térmicas.

En este estudio, se empleó FTIR para evaluar posibles cambios estructurales en el PET-G (Essix ACE®) y el polímero de resina Tera Harz TC-85 DAC tras la exposición a saliva artificial. Los resultados mostraron que los espectros FTIR de ambos materiales mantuvieron sus bandas características sin modificaciones significativas después de la exposición, lo que sugiere una adecuada estabilidad química frente a las condiciones simuladas de uso clínico.

Estos hallazgos son consistentes con lo reportado por Alexandropoulos et al., quienes encontraron que Essix A+®, Essix ACE® y Clear Aligner® presentan un espectro FTIR típico de PET-G, mientras que Invisalign® está basado en poliuretano, evidenciando la diferencia en la composición química entre los alineadores termoformados y los fabricados con otras tecnologías (26). De igual forma, Fang et al. evaluaron la estabilidad química de alineadores de poliuretano y concluyeron que su estructura química se mantiene intacta tras la exposición prolongada a un medio oral, reafirmando la resistencia de estos materiales a la degradación química bajo condiciones intraorales (56).

Asimismo, Daniele et al. confirmaron mediante ATR-FTIR la composición de materiales como Essix ACE®, Erkodur® y Ghost Aligner®, ratificando que los alineadores termoformados están basados en PET-G y conservan su integridad molecular tras el procesamiento. Estas observaciones refuerzan la evidencia de que los alineadores termoformados, a pesar de la exposición a humedad y temperatura, mantienen su composición química estable a nivel molecular (24).

Por otro lado, Condo et al. aplicaron FTIR para caracterizar los materiales EX30® y LD30® de Invisalign®, demostrando que ambos comparten una base química de poliuretano, lo que resalta las diferencias estructurales fundamentales entre alineadores termoformados e impresos en 3D. Esta diferenciación química podría tener implicaciones en la respuesta mecánica y la interacción con el medio oral (51).

Cabe destacar que estudios como el de Ryu et al. evidenciaron que el proceso de termoformado puede generar una redistribución en la estructura polimérica del PET-

G, lo que podría modificar su comportamiento mecánico y su susceptibilidad a la absorción de agua, aunque sin afectar significativamente su estructura química detectable por FTIR. Este hallazgo resulta relevante, ya que sugiere que los cambios mecánicos observados en los alineadores termoformados tras el uso clínico podrían estar relacionados más con la reorganización física de las cadenas poliméricas que con alteraciones químicas (50).

En la misma línea, Jaggy et al. (2020) evaluaron cuatro materiales termoformados para alineadores mediante ATR-FTIR y confirmaron que todos mantenían su composición de PET-G virgen tras el envejecimiento simulado. A pesar de no registrar cambios químicos, el estudio evidenció la aparición de bandas de cizallamiento observadas por microscopía óptica, indicativas de deformaciones internas acumuladas con el tiempo. Además, se documentó una reducción en la tensión aplicada durante una semana de relajación de esfuerzos mecánicos, oscilando entre el 6% y el 10%, lo que sugiere que las alteraciones se presentan principalmente a nivel estructural y mecánico, mientras la composición química se mantiene estable (57).

A diferencia de estudios previos, que suelen centrarse únicamente en materiales termoformados o analizan un solo tipo de alineador bajo condiciones de laboratorio poco representativas del entorno intraoral, este estudio propuso un enfoque integral y clínicamente más realista. Se compararon alineadores fabricados mediante impresión directa y termoformado, aplicando un protocolo que incluyó cuatro pruebas complementarias (FTIR, sorción acuosa, resistencia a la tracción y resistencia a la flexión), evaluando no solo su desempeño inicial, sino también su comportamiento tras 7 días de exposición a saliva artificial.

Uno de los principales aportes metodológicos fue la adaptación del texturómetro con una cámara térmica personalizada, que permitió realizar las pruebas mecánicas a 37 °C, simulando con mayor precisión el ambiente bucal real. Esta condición es especialmente relevante, ya que muchos estudios realizan las mediciones a temperatura ambiente, lo que puede no reflejar adecuadamente el desempeño

clínico de los materiales. En particular, materiales como el Tera Harz TC-85 DAC presentan propiedades de memoria de forma que solo se manifiestan plenamente a temperatura intraoral. Evaluarlos fuera de este rango térmico podría subestimar sus capacidades funcionales reales.

La combinación de condiciones controladas, análisis estructural y evaluación físico-mecánica a temperatura intraoral posiciona a este estudio como una contribución significativa e innovadora en el campo de los alineadores dentales. Este enfoque integral permite no solo una comparación técnica rigurosa entre ambos materiales, sino también generar evidencia aplicable a la práctica clínica, facilitando decisiones más informadas y efectivas en la selección de materiales según su comportamiento en condiciones reales.

11. CONCLUSIÓN

Los resultados de esta investigación demostraron que el Tera Harz TC-85 DAC representa una alternativa más avanzada frente al PET-G (Essix ACE®) para su uso en alineadores dentales, debido a su mejor desempeño físico-mecánico y químico en condiciones simuladas del entorno oral.

Aunque el PET-G alcanzó valores más altos de resistencia máxima (hasta 53.6 ± 2.3 MPa), presentó deformaciones irreversibles tras la exposición simulada, lo cual puede comprometer su funcionalidad clínica. En contraste, el Tera Harz mostró un comportamiento elástico con recuperación, asociado a su memoria de forma a temperatura intraoral ($37\text{ }^{\circ}\text{C}$), favoreciendo su estabilidad durante el tratamiento.

Respecto a la sorción acuosa, ambos materiales mantuvieron una buena estabilidad estructural sin diferencias significativas, aunque el PET-G evidenció mayor pérdida de propiedades mecánicas tras la exposición a humedad, reforzando la superioridad del Tera Harz en este aspecto.

Además, el uso de Tera Harz en impresión 3D elimina el proceso de termoformado, reduciendo tiempos de fabricación, residuos plásticos y el impacto ambiental.

En conjunto, se concluye que el Tera Harz TC-85 DAC no solo cumple con las propiedades necesarias para su aplicación clínica en ortodoncia, sino que además ofrece ventajas funcionales, ecológicas y operativas frente al alineador convencional fabricado con PET-G.

Además, este estudio aportó evidencia comparativa integral al combinar pruebas físico-mecánicas, químicas y estructurales bajo condiciones simuladas del entorno intraoral. Esta aproximación permitió identificar diferencias críticas en el desempeño de ambos materiales, fortaleciendo la base para una selección más informada y personalizada en la práctica clínica.

12. BIBLIOGRAFÍA

1. Gholamalizadeh T, Darkner S, Cattaneo PM, Søndergaard P, Erleben K. Mandibular Teeth Movement Variations in Tipping Scenario: A Finite Element Study on Several Patients. In: *Computational Biomechanics for Medicine*. Springer International Publishing; 2021. p. 31–43.
2. Upadhyay M, Nanda R. Biomechanics in Orthodontics. In: *Esthetics and Biomechanics in Orthodontics: Second Edition*. Elsevier Inc.; 2015. p. 74–89.
3. Masella RS, Meister M. Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006 Apr;129(4):458–68.
4. Li Y, Jacox LA, Little SH, Ko CC. Orthodontic tooth movement: The biology and clinical implications. Vol. 34, *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*. Elsevier (Singapore) Pte Ltd; 2018. p. 207–14.
5. Domínguez Camacho A, Velásquez Cujar SA. Reevaluation of the Strain Pressure Theory: Toward a Better Understanding the Biology of Tooth Movement. *International journal of odontostomatology*. 2017 Jun;11(2):133–40.
6. Vandevska-Radunovic V. Biological mechanisms of tooth movement. *The European Journal of Orthodontics*. 2010 Feb 1;32(1):114–114.
7. Wahl N. Orthodontics in 3 millennia. Chapter 1: Antiquity to the mid-19 th century. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2005;127(2):255–9.
8. Philippe J. La préhistoire de l'orthodontie. *Orthod Fr*. 2015 Jun 1;86(2):197–200.
9. Putrino A, Barbato E, Galluccio G. Clear aligners: Between evolution and efficiency—a scoping review. Vol. 18, *International Journal of Environmental Research and Public Health*. MDPI AG; 2021. p. 1–16.
10. Bichu YM, Alwafi A, Liu X, Andrews J, Ludwig B, Bichu AY, et al. Advances in orthodontic clear aligner materials. *Bioact Mater*. 2023 Apr 1;22:384–403.
11. Panayi NC. Directly Printed Aligner: Aligning with the Future. *Turk J Orthod*. 2023 Mar 21;0(0):0–0.
12. Panayi NC, Efstathiou S, Christopoulou I, Kotantoula G, Tsolakis IA. Digital orthodontics: Present and future. *AJO-DO Clinical Companion*. 2024 Feb;4(1):14–25.
13. Kazimierczak N, Kazimierczak W, Serafin Z, Nowicki P, Nożewski J, Janiszewska-Olszowska J. AI in Orthodontics: Revolutionizing Diagnostics and Treatment Planning—A Comprehensive Review. Vol. 13, *Journal of Clinical Medicine*. Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI); 2024.
14. Tartaglia GM, Mapelli A, Maspero C, Santaniello T, Serafin M, Farronato M, et al. Direct 3D printing of clear orthodontic aligners: Current state and future possibilities. Vol. 14, *Materials*. MDPI AG; 2021.
15. Nakano H, Kato R, Kakami C, Okamoto H, Mamada K, Maki K. Development of Biocompatible Resins for 3D Printing of Direct Aligners.

16. Koenig N, Choi JY, McCray J, Hayes A, Schneider P, Kim KB. Comparison of dimensional accuracy between direct-printed and thermoformed aligners. *Korean J Orthod.* 2022 Jul 1;52(4):249–57.
17. Boyer RA, Kasper FK, English JD, Jacob HB. Effect of print orientation on the dimensional accuracy of orthodontic aligners printed 3-dimensionally. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2021 Nov 1;160(5):732-742.e1.
18. Park SY, Choi SH, Yu HS, Kim SJ, Kim H, Kim KB, et al. Comparison of translucency, thickness, and gap width of thermoformed and 3D-printed clear aligners using micro-CT and spectrophotometer. *Sci Rep.* 2023 Dec 1;13(1).
19. McKay A, McCray J, Bankhead B, Lee MM, Miranda G, Adel SM, et al. Forces and moments generated during extrusion of a maxillary central incisor with clear aligners: an in vitro study. *BMC Oral Health.* 2023 Dec 1;23(1).
20. Larson BE, Vaubel CJ, Grünheid T. Effectiveness of computer-assisted orthodontic treatment technology to achieve predicted outcomes. *Angle Orthodontist.* 2013 Jul;83(4):557–62.
21. Camenisch L, Polychronis G, Panayi N, Makou O, Papageorgiou SN, Zinelis S, et al. Effect of printing orientation on mechanical properties of 3D-printed orthodontic aligners. *Journal of Orofacial Orthopedics.* 2024;
22. Eliades T, Zinelis S. Mechanical properties of 3D printed orthodontic aligners produced by different commercially available printers. Vol. 159, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* Mosby Inc.; 2021. p. 1–3.
23. Raszewski Z, Chojnacka K, Kulbacka J, Mikulewicz M. Mechanical Properties and Biocompatibility of 3D Printing Acrylic Material with Bioactive Components. *J Funct Biomater.* 2023 Jan 1;14(1).
24. Daniele V, Macera L, Taglieri G, Di Giambattista A, Spagnoli G, Massaria A, et al. Thermoplastic disks used for commercial orthodontic aligners: Complete physicochemical and mechanical characterization. *Materials.* 2020 May 1;13(10).
25. Panayi N, Papageorgiou SN, Eliades G, Eliades T. Microplastics and orthodontic aligners: The concerns arising from the modernization of practice through polymers and plastics. *Journal of the World Federation of Orthodontists.* Elsevier Inc.; 2024.
26. Alexandropoulos A, Al Jabbari YS, Zinelis S, Eliades T. Chemical and mechanical characteristics of contemporary thermoplastic orthodontic materials. Vol. 31, *Australian Orthodontic Journal.* 2015.
27. Caelli C, Tamburrino F, Brondi C, Razionale AV, Ballarino A, Barone S. Sustainability in Healthcare Sector: The Dental Aligners Case. *Sustainability (Switzerland).* 2023 Dec 1;15(24).
28. Veseli E, Veseli K, Behluli E. The carbon emissions of clear aligner therapy: A critical review. Vol. 14, *APOS Trends in Orthodontics.* Scientific Scholar; 2024. p. 70–1.
29. The ecological impact of resin-printed models in clear aligner treatment.
30. Shannon T, Groth C. Be your own manufacturer: 3D printing intraoral appliances. *Semin Orthod.* 2021 Sep 1;27(3):184–8.

31. Beléndez T, Neipp C, Beléndez A. Estudio de la Flexión de una Viga de Material Elástico no Lineal. *Revista Brasileira de Ensino de Física*. 2002;24(4).
32. Borrmann D, Danzer A, Sadowski G. Water Sorption in Glassy Polyvinylpyrrolidone-Based Polymers. *Membranes (Basel)*. 2022 Apr 1;12(4).
33. Quinzi V, Orilisi G, Vitiello F, Notarstefano V, Marzo G, Orsini G. A spectroscopic study on orthodontic aligners: First evidence of secondary microplastic detachment after seven days of artificial saliva exposure. *Science of the Total Environment*. 2023 Mar 25;866.
34. Valand R, Tanna S, Lawson G, Bengtström L. A review of Fourier Transform Infrared (FTIR) spectroscopy used in food adulteration and authenticity investigations. Vol. 37, *Food Additives and Contaminants - Part A Chemistry, Analysis, Control, Exposure and Risk Assessment*. Taylor and Francis Ltd.; 2020. p. 19–38.
35. Ruiz MC, Blanco Díaz E. POLITEXT EDICIONS UPC Mecánica de estructuras Libro 1 Resistencia de materiales [Internet]. Available from: www.edicionsupc.es
36. Shirey N, Mendonca G, Groth C, Kim-Berman H. Comparison of mechanical properties of 3-dimensional printed and thermoformed orthodontic aligners. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2023 May 1;163(5):720–8.
37. Bandić R, Vodanović K, Kekez IV, Mikić IM, Galić I, Govorko DK. Thickness Variations of Thermoformed and 3D-Printed Clear Aligners. *Acta Stomatol Croat*. 2024 Jun 1;58(2):145–55.
38. Lee SY, Kim H, Kim HJ, Chung CJ, Choi YJ, Kim SJ, et al. Thermo-mechanical properties of 3D printed photocurable shape memory resin for clear aligners. *Sci Rep*. 2022 Dec 1;12(1).
39. Milovanović A, Sedmak A, Golubović Z, Mihajlović KZ, Žurkić A, Trajković I, et al. The effect of time on mechanical properties of biocompatible photopolymer resins used for fabrication of clear dental aligners. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021 Jul 1;119.
40. Jindal P, Worcester F, Siena FL, Forbes C, Juneja M, Breedon P. Mechanical behaviour of 3D printed vs thermoformed clear dental aligner materials under non-linear compressive loading using FEM. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020 Dec 1;112.
41. Atta I, Bourauel C, Alkabani Y, Mohamed N, Kimbe H, Alhotan A, et al. Physiochemical and mechanical characterisation of orthodontic 3D printed aligner material made of shape memory polymers (4D aligner material). *J Mech Behav Biomed Mater*. 2024 Feb 1;150.
42. Jindal P, Juneja M, Siena FL, Bajaj D, Breedon P. Mechanical and geometric properties of thermoformed and 3D printed clear dental aligners. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2019 Nov 1;156(5):694–701.
43. Hertan E, McCray J, Bankhead B, Kim KB. Force profile assessment of direct-printed aligners versus thermoformed aligners and the effects of non-engaged surface patterns. *Prog Orthod*. 2022 Dec 1;23(1).

44. Can E, Panayi N, Polychronis G, Papageorgiou SN, Zinelis S, Eliades G, et al. In-house 3D-printed aligners: effect of in vivo ageing on mechanical properties. *Eur J Orthod*. 2022 Jan 1;44(1):51–5.
45. Khalil AS, Zaher AR. Effect of printing orientation and resin thickness on flexural strength of direct 3D-printed aligners. *BMC Oral Health*. 2025 Dec 1;25(1):238.
46. Šimunović L, Jurela A, Sudarević K, Bačić I, Haramina T, Meštrovic S. Influence of Post-Processing on the Degree of Conversion and Mechanical Properties of 3D-Printed Polyurethane Aligners. *Polymers (Basel)*. 2024 Jan 1;16(1).
47. Staderini E, Chiusolo G, Guglielmi F, Papi M, Perini G, Tepedino M, et al. Effects of Thermoforming on the Mechanical, Optical, Chemical, and Morphological Properties of PET-G: In Vitro Study. *Polymers (Basel)*. 2024 Jan 1;16(2).
48. Ihssen BA, Willmann JH, Nimer A, Drescher D. Effect of in vitro aging by water immersion and thermocycling on the mechanical properties of PETG aligner material. *Journal of Orofacial Orthopedics*. 2019 Nov 1;80(6):292–303.
49. Albilali AT, Baras BH, Aldosari MA. Evaluation of Mechanical Properties of Different Thermoplastic Orthodontic Retainer Materials after Thermoforming and Thermocycling. *Polymers (Basel)*. 2023 Apr 1;15(7).
50. Ryu JH, Kwon JS, Jiang HB, Cha JY, Kim KM. Effects of thermoforming on the physical and mechanical properties of thermoplastic materials for transparent orthodontic aligners. *Korean J Orthod*. 2018 Sep 1;48(5):316–25.
51. Condo' R, Pazzini L, Cerroni L, Pasquantonio G, Lagana' G, Pecora A, et al. Mechanical properties of “two generations” of teeth aligners: Change analysis during oral permanence. *Dent Mater J*. 2018;37(5):835–42.
52. Lombardo L, Martines E, Mazzanti V, Arreghini A, Mollica F, Siciliani G. Stress relaxation properties of four orthodontic aligner materials: A 24-hour in vitro study. *Angle Orthodontist*. 2017 Jan 1;87(1):11–8.
53. Dalaie K, Fatemi SM, Ghaffari S. Dynamic mechanical and thermal properties of clear aligners after thermoforming and aging. *Prog Orthod*. 2021 Dec 1;22(1).
54. Mei L, Jin C, Na A, Marra J, Guan S, Choi J. Biomechanical aging behaviour of clear aligners. *Australasian Orthodontic Journal*. 2024 Jan 1;40(1):60–6.
55. Tamburrino F, D'Antò V, Bucci R, Alessandri-Bonetti G, Barone S, Razionale AV. Mechanical properties of thermoplastic polymers for aligner manufacturing: In vitro study. *Dent J (Basel)*. 2020 Jun 1;8(2).
56. Fang X, Qi R, Liu C. Root resorption in orthodontic treatment with clear aligners: A systematic review and meta-analysis. Vol. 22, *Orthodontics and Craniofacial Research*. Blackwell Publishing Ltd; 2019. p. 259–69.
57. Jaggy F, Zinelis S, Polychronis G, Patcas R, Schätzle M, Eliades G, et al. ATR-FTIR analysis and one-week stress relaxation of four orthodontic aligner materials. *Materials*. 2020 Apr 1;13(8).

13. ANEXOS

13.1 Fichas técnicas de materiales empleados

Ficha técnica: Tera Harz TC-85 DAC

Nombre del material	Tera Harz TC-85 DAC
Proveedor o fabricante	Graphy Inc.
Código o referencia	TC-85DAC
Descripción	Resina fotocurable para impresión 3D de alineadores directos
Composición química	Resina fotopolimerizable con alto contenido sólido ($\geq 98\%$)
Propiedades físicas	Color: transparente. Viscosidad: 500 ± 100 cps @ 25°C
Propiedades mecánicas	Dureza Shore D ≥ 85 ; Resistencia a la flexión ≥ 65 MPa; Módulo ≥ 1500 MPa
Normas o certificaciones	ISO 20795-2, CE Clase IIa
Aplicaciones	Alineadores dentales impresos en 3D
Condiciones de almacenamiento	$15\text{--}25^\circ\text{C}$, en lugar oscuro. Sensible a la luz UV.
Observaciones	Alta flexibilidad, memoria de forma y precisión en impresión

Ficha técnica: Essix ACE® (PET-G)

Nombre del material	Essix ACE® Plastic (PET-G)
Proveedor o fabricante	Dentsply Sirona – Raintree Essix
Código o referencia	ACE® 0.030", 0.035", 0.040"
Descripción	Lámina termoplástica para fabricación de alineadores y retenedores
Composición química	Polietileno Tereftalato Glicol (PET-G)
Propiedades físicas	Transparente, sin BPA ni látex, grosor: 0.75–1.0 mm
Propiedades mecánicas	Termoformable, resistente, no deformable con uso adecuado
Normas o certificaciones	Uso odontológico, no reutilizable
Aplicaciones	Alineadores, retenedores, protectores bucales, férulas
Condiciones de almacenamiento	Lugar fresco y seco
Observaciones	No recomendado para pacientes bruxistas. Uso único.