



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado

TESIS:

**“ESPECTROMETRÍA INFRARROJA, ABSORCIÓN ACUOSA, TENSIÓN Y FLEXIÓN
DE ALINEADORES ESSIX ACE VERSUS MARCA DE FABRICACIÓN NACIONAL”**

PRESENTA:

L.E. David Arias Rivera

Matrícula: 221450005

Para obtener el grado de:

Maestro en Estomatología

con Opción Terminal en Ortodoncia

DIRECTORA DE TESIS

D.C. Carolina Sámano Valencia

DIRECTOR METODOLÓGICO:

M.O. Rosendo Carrasco Gutiérrez

ASESOR DISCIPLINARIO:

M.O. Carlos Guerrero Torres

ASESOR EXTERNO:

M.O. Jacqueline Rodríguez Chávez

LECTOR DE TESIS:

MO. Lourdes Alejandra Castro García

REGISTRO CIFE: 2020145

FECHA DE EXAMEN: 30 marzo 2023

Oficio No. FESIEP/CIFE/012/2023



Oficio No. FESIEP/CIFE/012/2023

C. David Arias Rivera
Alumno de la Maestría en Estomatología
con opción a Terminal en Ortodoncia
Matrícula No.: 221450006
Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
PRESENTE

Sirva este medio para enviarle un cordial saludo, asimismo, **el que suscribe MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla; por este medio me permito informar a Usted, que, está Secretaría de Posgrado aprueba la impresión de la Tesis titulada:**

"Espectrometría infrarroja, absorción acuosa, tensión y flexión de alineadores Essix Ace, versus marca de fabricación nacional".

misma que presentará para realizar su examen profesional y obtener el grado de Maestro en Estomatología con opción a terminal en Ortodoncia; para su conocimiento y atención correspondiente.

Sin otra particular, reitero a Usted mi más atenta y distinguida consideración.

Atentamente
"Pensar bien, para vivir mejor"
H. Puebla de Z., 14 de marzo de 2023

MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez
Secretario de Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología



*C.e.p. Archivo
*INTRO. F.JMA/DR.FADV/*****

Formato de impresión de Tesis

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

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

Registro CIFE: 2020145

Fecha: miércoles 15 de marzo del 2023

Título de la Tesis: "Espectrometría infrarroja, absorción acuosa, tensión y flexión de alineadores ESSIX ACE versus marca e fabricación nacional"

Nombre del alumno: David Arias Rivera

Matrícula: 221450005

Domicilio: 13 Sur, 2510 Departamento 2, Colonia los Volcanes CP:72410

Tel: +50688324432

Fecha de ingreso a la Facultad: 6/1/2020

Firma: 

Director de tesis: DC. Carolina Sámano Valencia

Grado académico: Doctora en ingeniería y ciencia de materiales.

Adscripción: Facultad de Estomatología **ID:** 100526470 **Tel:** 44*48 19 18 22

Firma: 

Director disciplinario: MO. Carlos Guerrero Torres

Grado académico: Maestría

Adscripción:

Facultad de Estomatología

ID: 100430833

Tel: 22*24 60 01 47

Firma: 

Director metodológico: MO. Rosendo Carrasco Gutiérrez

Grado académico: Doctorado en Salud Pública

Adscripción: Facultad de Estomatología

ID: 100008655

Tel: 22*25 05 30 84

Firma: 

Lector: Dra. Alejandra Castro García

Grado académico: Maestría

Adscripción: Facultad de Estomatología

ID: Asesora externa

Tel: 22*24 50 55 70

Firma: 

Nombre y firma de aprobación del responsable de la Maestría en Estomatología con Opción en Terminal en Ortodoncia.

MO. Laura Mónica López Pérez Franco

Firma: 

La Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología, autoriza la impresión de la Tesis.

MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez

Fecha: miércoles 15 de marzo de 2023

Sello



Índice

1	INTRODUCCIÓN.....	6
2	ANTECEDENTES.....	8
2.1	Antecedentes generales.....	8
2.1.1	Ortodoncia del pasado al presente	8
2.1.2	Movimiento Dental	12
2.1.3	El reciente incremento de los alineadores dentales en la práctica ortodóncica	13
2.1.4	Producción de alineadores en el consultorio o “in office”	17
2.1.5	La correcta elección de materiales para la creación de alineadores dentales	18
2.1.6	Materiales a investigar	20
2.1.7	TRIFLEX®	20
2.1.8	ESSIX ACE®	20
2.1.9	Propiedades ideales de los polímeros para alineadores	21
2.1.10	Propiedades a investigar	22
2.1.11	Elasticidad	22
2.1.12	Tensión.....	23
2.1.13	Flexión.....	23
2.1.14	Espectroscopia infrarroja por transformadas de Fourier (FTIR)	23
2.1.15	Sorción acuosa	24
2.2	ANTECEDENTES ESPECÍFICOS	26
3	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	35
4	JUSTIFICACIÓN	37
5	HIPÓTESIS	38
6	OBJETIVOS.....	39
6.1	Objetivo General	39
6.2	Objetivos específicos.....	39
7	MATERIALES Y MÉTODOS	40
7.1	Diseño del estudio.....	40
7.2	Población y muestra.....	40
7.3	Criterios de inclusión, exclusión y eliminación	40
7.4	Variables	41
7.5	Concordancia y fiabilidad	42
7.6	Ubicación espacio temporal.....	42

8	PROCEDIMIENTOS, TÉCNICAS Y FUENTES DE RECOLECCIÓN.	43
8.1.1	Termoformado de los acetatos	43
8.1.2	Sorción acuosa	45
8.1.3	Tensión.....	46
8.1.4	Flexión.....	47
8.1.5	Técnica FTIR	49
9	Análisis Estadístico	50
10	RESULTADOS	50
11	DISCUSIÓN	58
11.1	Tensión.....	58
11.2	Flexión.....	61
11.3	Sorción acuosa	62
11.4	FTIR	62
11.5	Resumen de las propiedades evaluadas.....	63
12	CONCLUSIONES.....	64
13	RECOMENDACIONES.....	65
14	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	66
15	Anexos	76
15.1	AGRADECIMIENTOS	76

1 INTRODUCCIÓN

En la última década, se han popularizado distintos tipos de dispositivos ortodóncicos debido a las necesidades de los pacientes de tratamientos de corta duración y con una alta demanda estética. En cuanto a estética, los alineadores dentales se han vuelto un preferido de los pacientes.

Los alineadores dentales poseen una amplia historia; sin embargo, la cantidad de evidencia científica con respecto a ellos es limitada. En 1925, Orrin Remensnyder observó movimiento dental por su aparato masajeador de encías, luego el Dr. Kesling creó el “posicionador dental” en 1946 (siendo al que se le atribuye la invención de los alineadores), seguido por el Dr. Henry Nahoum quien realizaba movimientos en modelos de yeso y luego construía fundas termoformadas para alinear los dientes, hasta la creación de la compañía Align Technologies, la cual popularizó los alineadores dentales.

Dicha compañía establecida en 1997, resolvió la problemática del pasado, ya que eliminaba la corrección manual de diente por diente en modelos de yeso mediante el uso de software informáticos donde se modificaba la posición dental virtualmente y se imprimía el modelo, para luego crear el alineador mediante la termoformación de un polímero plástico.

Los alineadores ofrecen la ventaja de poder realizar una movilización dentaria con polímeros transparentes casi imperceptibles a la vista, contrario a la aparatología fija. Sin embargo, la eficacia y eficiencia de estos, está relacionado con las propiedades físicas del material. El ortodoncista en su práctica clínica conoce en vastedad las propiedades de los metales; pero, las propiedades de los polímeros han sido poco abarcadas en su curricular académico y hasta en los últimos años las universidades han comenzado a ahondar en este tipo de aparatología. Debido a ello que es de vital importancia dar a conocer las distintas propiedades de los materiales con los cuales se realizan los alineadores en el mercado.

En la actualidad existen diversas compañías ofreciendo alineadores; sin embargo, el precio de estos los hace inaccesibles para una gran cantidad de pacientes. Debido a ello, muchos profesionales han decidido crear sus propios alineadores dentales como

alternativa. El diseño de los movimientos se realiza en un software, sobre el cual se programa el tratamiento y luego se imprimen modelos sobre los cuales se realizan los alineadores con un proceso de termoformado de acetatos. En México, uno de los acetatos más utilizados para la creación de alineadores en el consultorio son los Essix ACE de Dentsply los cuales han sido estudiados en la literatura; sin embargo, existen marcas nacionales que ofrecen acetatos a un menor precio y con mayor disponibilidad para su compra en el mercado.

Una de estas compañías es TD Orthodontics, la cual creó su acetato para alineadores dentales, utilizando el polímero Triflex®. Debido a la conocida trayectoria de TD en el territorio mexicano en ortodoncia y su apoyo a universidades, resulta viable el utilizar dichos acetatos para realizar alineadores en la oficina dental; sin embargo, es importante el comparar las propiedades físicas de dichos acetatos con una de las marcas líderes en el mercado. Por lo cual el objetivo de este estudio es comparar los acetatos de TD Orthodontics (marca de fabricación nacional) con respecto a los de Dentsply mediante pruebas físicas de tensión, flexión, sorción acuosa, y espectrometría infrarroja por transformadas de Fourier (FTIR) y comparar como estas propiedades son afectadas luego de un proceso de envejecimiento en un medio acuoso.

Palabras clave:

Ortodoncia, Triflex®, Essix®, TD Orthodontics, Dentsply®, FTIR, flexión, tensión, sorción acuosa

2 ANTECEDENTES

2.1 Antecedentes generales

2.1.1 Ortodoncia del pasado al presente

Aunque la ortodoncia se basa en la oclusión, el mejorar la sonrisa de los pacientes ha sido uno de los pilares de la ortodoncia. La búsqueda de tratamientos estéticos por parte de los pacientes ha llevado a la incorporación de los alineadores dentales transparentes en la mayoría de las clínicas donde se realiza ortodoncia, siendo estos alineadores contruidos con acetatos termoplásticos y recientemente incluso siendo impresos de manera directa con resinas dentales. Sin embargo; no se puede hablar sobre los alineadores sin adentrarse en la historia de la ortodoncia y los grandes exponentes que han aportado y permitido llegar a los procedimientos que se realizan en la actualidad.^{1,2,3,4}

El primer hallazgo del intento de mover dientes ocurrió hace 3000 años, al darse cuenta de que los dientes se movían en respuesta a la presión. Aparatos diseñados con este fin han sido encontrados en Grecia y en la civilización Etrusca; incluso se piensa que los egipcios solían utilizar catgut para cerrar espacios debido a hallazgos en momias. Se habla de que la primera descripción de irregularidades dentales fue dada por Hipócrates en el 400 A.C. y el primer tratamiento para lo mismo fue practicado por el romano Celsus.^{1,2,3,4}

Aunque Angle es conocido como el padre moderno de la ortodoncia, la historia de esta se remonta siglos atrás. Desde 1728, en el libro de Pierre Fauchard, ya se exponían casos sobre la movilización dentaria. En la antigua Grecia, Hipócrates describía los distintos tipos de caras, lo que hoy en día se conocen como los patrones faciales. Los Etruscos utilizaban alambres como los que se llegarían a utilizar en la ortodoncia para estabilizar elementos dentarios con poco soporte periodontal. Incluso, el latín Celse, habló de la remoción de elementos temporales para permitir la erupción de los dientes permanentes, y al mismo tiempo, sobre como presionar los dientes a diario con los dedos para conseguir una movilización de este en una correcta posición.⁵

Se menciona que el médico persa Rhazes el Razi, quien vivió del 864 al 925, fue el primero en utilizar aparatos ortopédicos dentales. Albucasis, nacido en el 936, también

describe las maloclusiones y habla de cómo realizar desgastes dentales de los mismos para evitar su prominencia, así como de la necesidad de la extracción de los cuales se encontraban fuera de la forma del arco. Francisco Martínez (1525-1585) habló sobre la necesidad de extraer los dientes temporales en casos de erupción tardía, al igual que la importancia de realizar una masticación bilateral. Carlos Gysel, basado en las descripciones de Eustachio, creó una clasificación de anomalías dentales, alveolares y basales.⁵

Se menciona que Pierre Dionis nacido en 1658, fue el primer profesional trabajando exclusivamente como odontólogo en Francia. En 1690, Pierre Dionis expone que hay situaciones en que la extracción dentaria es necesaria, ya que dejar dientes sin espacio expone a que se agrave el apiñamiento.⁵ En dicha época el término de maloclusión no había sido acuñado y a este tipo de patologías se les llamaba irregularidades y su tratamiento era el de regularizarlas. El francés Pierre Fauchard, fue al que se le llegó a conocer como el padre de la ortodoncia, él publicó en 1728 el libro, *El cirujano dentista: un tratado de los dientes*. Fauchard utilizó arcos de expansiones con bandas, la base con la cual Angle desarrolla el arco E. ^{1,2,3,4}

El primero en recomendar las extracciones seriadas fue Etienne Bourdet (1722-1789) y extrajo premolares para aliviar el apiñamiento. Norman W. Kingsley quien vivió de 1825 a 1896, introdujo el arco de tracción occipital. Él extrajo dientes y realizó retracciones para el cierre de espacios y luego realizó aparatos de avance mandibular. En 1880, Kingsley escribió su libro, *Tratado en Deformidades Orales*, el cual describía la etiología, diagnóstico y plan de tratamiento de problemas ortodóncicos y fue el primero quien incorporo los problemas de labio y paladar hendido en la práctica de la ortodoncia. En esta misma época ya se estaban realizando cambios ortopédicos, como Amos Westcott quien trató a sus pacientes clase III con máscaras faciales en 1840 y Emerson C. Angell quien realizó aperturas de las suturas palatinas medias en 1860. ^{1,2,3,4}

Existen otros doctores que aportaron considerablemente a la ortodoncia, como John Nutting Farrar, quien vivió de 1839 a 1913. John fue considerado como el padre de la ortodoncia americana, ya que escribió el *Tratado de las Irregularidades Dentales y su*

Corrección, en 1888. Incluso los elásticos en la ortodoncia no son algo nuevo, Henry A. Baker los introdujo en la ortodoncia en 1893 para la corrección de protrusiones.^{1,2,3,4}

Calvin S. Case, conocido como uno de los 4 grandes de la Ortodoncia, fue el primero en utilizar alambres ligeros de 0.016 y 0.018 pulgadas en sus tratamientos, al igual que utilizó elásticos clase II para intentar realizar movimientos en cuerpo. Case también utilizó extracciones dentales para corregir lo que en su época se conocía como deformidades faciales. Sin embargo, el ortodoncista más reconocido fue Edward H. Angle quien vivió de 1855 a 1930, y es conocido como el padre de la ortodoncia moderna. Angle creó el primer posgrado de Ortodoncia en su oficina dental en Saint Louis, conocida como la Escuela de Ortodoncia de Angle. Al mismo tiempo, su clasificación de maloclusiones publicada en 1899 sigue siendo la más utilizada a nivel mundial. Entre sus inventos está el arco E, el pin y tubo, el arco ribbon y su invento más conocido, la aparatología edgewise.^{1,2,3,4}

Como se puede observar, desde mediados del siglo XX, ya se estaban desarrollando en gran medida los distintos tipos de brackets, prescripciones y arcos. No obstante, en esta misma época, ya se investigaba de igual manera los alineadores dentales. En 1945, H.D. Kesling publicó en el *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery* su artículo original "*La filosofía del aparato posicionador dental*". El objetivo de este aparato era poder relacionar las posiciones dentales de ambas arcadas sin la interferencia de bandas y arcos y que al mismo tiempo pudiese funcionar como un retenedor. Kesling le llamó el aparato posicionador dental; sin embargo, era utilizado sobre todo para el detallado de la oclusión y retención, no como un aparato para emplear de inicio al fin del tratamiento, aunque esta era la meta de Kesling. Se fijaba aparatología convencional, y una vez que se eliminaban las rotaciones dentales, ya se insertaba el posicionador, no importaba la sobremordida vertical u horizontal, o si existían espacios, ya que estos iban a ser corregidos con el posicionador dental.⁶

La idea del aparato era que, si ya estaban realizadas las rotaciones dentarias, los dientes ya iban a tener espacio para ser corregidos por el aparato. Para su construcción se generaban dos modelos de yeso, uno como control y en el otro se separaba cada diente de forma individual y con una base de cera se construía la oclusión final ideal. Luego se

formaba el posicionador a base de un material plástico que llevaría a los dientes a la posición planeada. Kesling exponía que los tratamientos de ortodoncia podían realizarse en 1 año sin tanta problemática, 6 a 8 meses de aparatología fija, seguida por el aparato posicionador dental.⁶

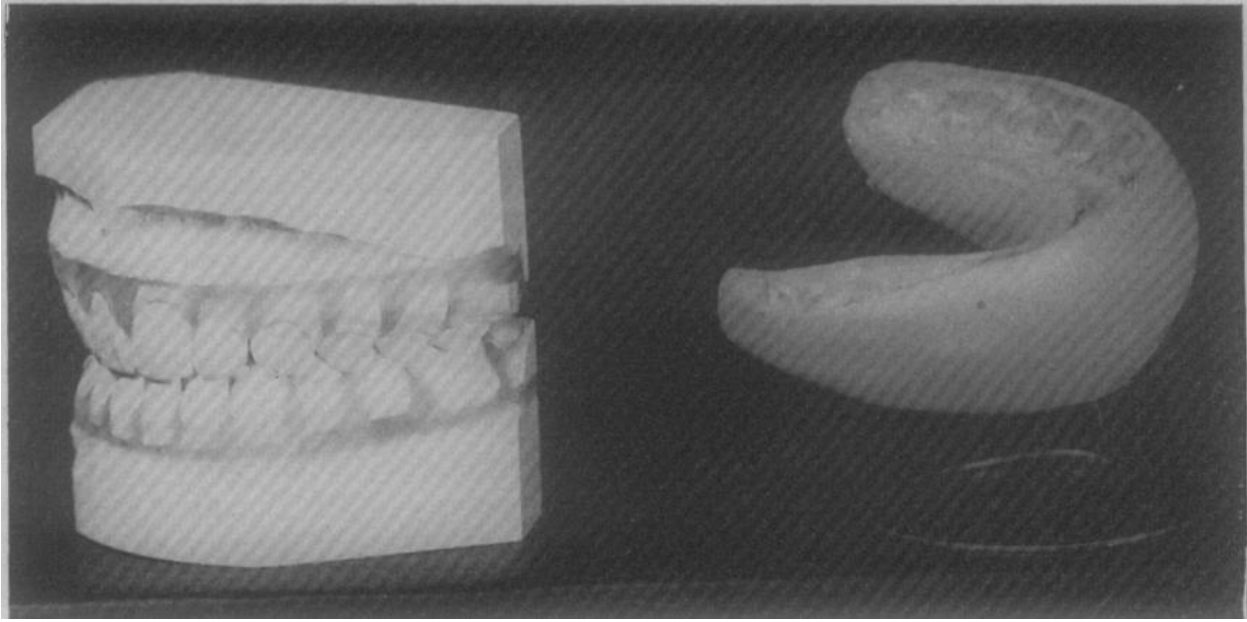


Imagen 1. Posicionador dental de Kesling tomado del artículo original de Kesling de 1945 (modelo con dientes posicionados en cera y posicionador dental).⁶

Muchos otros especialistas utilizaron aparatos semejantes al de Kesling durante el siglo XX; sin embargo, debido al tedioso proceso de elaboración, su utilización no se llegó a extender a todas las clínicas dentales. Es allí donde la compañía Align Technologies basada en Santa Clara, California, llegó a revolucionar la ortodoncia en el año 1990 con la creación de Invisalign®, aparato que llegó a Europa en el año 2001. Debido a la simplificación del proceso de manufactura, es por lo que los alineadores comenzaron a ser atractivos para el ortodoncista, ya que la compañía realizaba los movimientos dentales de una manera digital y era capaz de imprimir los modelos y termoformar los acetatos de una manera simple y los mismos eran enviados a las clínicas dentales en un corto tiempo.⁷

2.1.2 Movimiento Dental

La base de la ortodoncia es la movilización de los dientes a través del hueso. La posibilidad de realizar una movilización dentaria va a depender de la vitalidad y población celular del sitio. El proceso de ortodoncia va a resultar en un cambio dinámico en las formas y la composición del hueso alrededor y de los tejidos blandos. Una de las teorías más reconocidas por parte de los ortodoncistas es la teoría de presión tensión, la cual sigue las leyes de Wolff sobre el remodelado óseo. Esta teoría propone que cuando al ligamento periodontal se le aplica una fuerza, las células progenitoras que allí residen se diferencian; en el sitio donde existe una compresión surgirían los osteoclastos y en el sitio de tensión los osteoblastos, causando con ello un proceso de remodelación ósea donde existe la reabsorción ósea y la aposición.^{8,9}

Cuando se aplican fuerzas ligeras de alrededor de 50 a 100 gramos por unidad dental, se suele producir una remodelación directa, debido a que preserva la integridad celular al no producir isquemia, por lo que existe una patencia vascular, y las células pueden llegar al sitio sin problema alguno. Sin embargo, con fuerzas elevadas se produce una reabsorción indirecta, también conocido como proceso de hialinización, donde se produce necrosis, y por ende se da una muerte celular en las zonas adyacentes de hueso y en el ligamento periodontal.^{9,10}

El movimiento dental clínicamente va a estar compuesto de 3 fases, una fase de desplazamiento, una fase de retardo, y fase lineal y de aceleración. En la fase de desplazamiento, se va a dar un movimiento inmediato dental que es permitido por la capacidad visco elástica del ligamento periodontal. Este movimiento está afectado por la cantidad de fuerza, la longitud radicular, la altura del hueso alveolar y la posición del centro de resistencia. En general, en esta fase el movimiento se dará debido a la elasticidad del ligamento periodontal y del hueso alveolar. En la fase de retardo, no hay movimiento alguno y es donde ocurre la activación celular para los procesos de reabsorción y aposición ósea. En la tercera fase se da un movimiento rápido, ya que se ha llevado a cabo la remodelación.¹⁰

Como se ha expuesto con anterioridad, el movimiento dental va a estar dado por la magnitud de las fuerzas, la dirección de esta y el punto de aplicación. Los dientes no

tienen la capacidad de detectar que aparato es el que aplica esta fuerza. El ligamento periodontal simplemente va a responder a estímulos, es por ello que los alineadores dentales podrían generar movimientos dentales de la misma manera que los aparatos de ortodoncia fijos, ya que para ello solo se debe de encontrar la manera de aplicar fuerzas y momentos adecuados para lo que se busca, aparte de utilizar un material que tenga propiedades físicas ideales para la aplicación de fuerza sin producir efectos adversos como los mencionados con anterioridad.

2.1.3 El reciente incremento de los alineadores dentales en la práctica ortodóncica

Existen múltiples estudios que evidencian la preferencia de los alineadores dentales por parte de los pacientes en comparación a la aparatología fija¹¹. Es claro por qué los pacientes presentan una preferencia hacia los alineadores dentales, pero también han sido adoptados con gran entusiasmo por los profesionales de la salud debido a diferentes atributos. Se ha evidenciado en la literatura que los alineadores son capaces de realizar movimientos dentarios, provocando un menor dolor en los pacientes comparado a la aparatología fija. Al mismo tiempo, una de las mayores complicaciones de la aparatología fija para los pacientes es el mantener una adecuada higiene oral, incluso la mayoría de ortodoncistas han llegado al punto de tener que remover la aparatología de algún paciente debido a la falta de control de placa por parte del mismo; dicho problema no es frecuente con los alineadores, ya que al ser aparatos removibles, permiten su remoción para la ingesta de comida y para la correcta higiene, lo que conlleva a un menor riesgo de problemas periodontales, aparición de lesiones cariosas y se ha visto una mejora en la salud gingival al final del tratamiento.^{12,13,14,15}

Otro de los grandes problemas de la aparatología fija es la falta de predictibilidad en el control del desarrollo de las arcadas, debido a que se insertan arcos que en muchas ocasiones aumentan considerablemente el ancho de la arcada y también la falta de control de fuerzas con el uso de arcos rectos. Dicha falta de control de fuerzas ha llevado en algunos pacientes a desarrollar reabsorciones radiculares considerables, lo cual no

suele suceder con los alineadores, ya que se logra controlar el movimiento, la dirección y la magnitud de este. Con arcos rectos no se puede programar el mover un diente solamente 0.5 mm o 1 grado, lo cual, si puede ser controlado con los alineadores, por ende, se ha llevado a menor aplicación de fuerzas y por consiguiente mejor salud radicular al final del tratamiento.¹⁶

Aunque existen múltiples reportes clínicos evidenciando los resultados obtenidos mediante el uso de alineadores, la literatura aleatorizada ha mostrado que la eficiencia de estos no es clara y que no se puede realizar recomendaciones con respecto a su efectividad^{17,18}. Incluso autores reportan que en adultos el tratamiento con alineadores es menos efectivo que con aparatología fija.¹⁹ No obstante, dichos resultados podrían deberse a que no todos los alineadores son creados de la misma manera. Existen hoy en día una inmensidad de compañías de alineadores dentales y el rendimiento clínico está basado en las propiedades físicas del polímero que se utiliza para producir los alineadores, así como la experiencia del clínico.²⁰

La introducción de impresoras 3D a precios accesibles ha llevado a los ortodoncistas el querer producir sus propios alineadores dentales, sobre todo para disminuir costos y así poder ofrecer a los pacientes tratamientos más accesibles. Es debido a ello que poco a poco, compañías que ofrecen los alineadores ya termoformados a los ortodoncistas han ido perdiendo importancia y la producción de alineadores en el consultorio se está volviendo una realidad cada vez más cotidiana en todas las clínicas dentales. El proceso es simple, el ortodoncista escanea la cavidad oral del paciente y el mismo realiza con distintos software los movimientos dentales o en su defecto, envía a una compañía, el escaneo y ellos se encargan de devolverle de manera digital un archivo STL. Ya con este archivo, el ortodoncista es capaz de imprimir los modelos, y con el uso de una termoformadora, producir sus propios alineadores dentales a un precio menor.²¹

No obstante, como se ha mencionado con anterioridad, el éxito clínico de los alineadores dentales, depende de las propiedades físicas de los materiales utilizados. Cada ortodoncista debe de basarse en la realidad del país donde ejerce y los materiales disponibles para realizar dichos alineadores. En México, el sistema de salud público no ofrece a la población el acceso a tratamientos ortodóncicos gratuitos y como expone el

Dr. Mauricio Hernández Ávila, director general del Instituto Nacional de Salud Pública de México, existe una desigualdad que no permite a todos los pacientes el poder acceder a los servicios de salud y principalmente a los servicios privados.²² Es por ello, por lo que los ortodoncistas deben de buscar vías para poder ofrecer a la población tratamientos estéticos y accesibles. Y es allí donde empieza la búsqueda de materiales en el territorio mexicano que permitan esta posibilidad del desarrollo de alineadores dentales de calidad a un bajo costo.

De los acetatos más utilizados en el territorio mexicano para producir alineadores dentales en el consultorio dental se encuentran los acetatos Essix ACE® de Dentsply, los cuales ya se han estudiado por algunos autores. Sin embargo, existen acetatos de marca mexicana que son más sencillos de obtener y a un precio menor y por ende, posibilita poder ofrecerlos a un menor precio y como resultado, un beneficio directo para el paciente. Los acetatos mencionados de marca mexicana son los Triflex® distribuidos por TD Orthodontics. Los Essix ACE® tienen una trayectoria amplia en el mercado nacional e internacional, y existe una vastedad de autores investigando las propiedades físicas de los mismos, pero esto no ocurre con el Triflex®, del cual no se encuentra referencia en la literatura. Es debido a esto que surge el objetivo de esta investigación, el cual sería realizar una comparación de las propiedades físicas de las marcas mencionadas anteriormente, para poder deducir si el uso de la marca que podría llegar a ser más accesible para los pacientes presenta las mismas propiedades que una de las marcas líder del mercado nacional para la creación de alineadores en el consultorio dental.

Por ende, la investigación en los materiales que se utilizan para la creación de los alineadores es esencial para lograr mejorar las capacidades de estos. Pero, si se sabe que lo que el paciente busca es un aparato que ofrezca estética, los clínicos se podrían preguntar ¿por qué no utilizar aparatos ya conocidos como los brackets de zirconio o cerámica o aparatología lingual? No obstante, estos aparatos suelen no ser acogidos por todos los ortodoncistas. Los brackets de cerámica y zirconio tienen grandes desventajas, debido al nivel de dureza que poseen, si estos brackets entraran en contacto con los dientes antagonistas, pueden provocar un desgaste dental severo, y no cabe duda que

estos contactos suceden comúnmente en el tratamiento; sobre todo, el contacto de los brackets de los incisivos inferiores con respecto a los incisivos superiores, pudiendo producir desgaste en los dientes que indudablemente representan la imagen estética del paciente.²³

Adicionalmente, se incurre en riesgos a la hora de descementar un bracket de zirconio o cerámica, de producir fracturas del esmalte o de incluso fracturar el bracket. La recolocación de brackets es un procedimiento cotidiano que le permite al ortodoncista evitar dobleces de primer y segundo orden que a la hora de realizarlos cambian también el torque de los arcos. Por lo tanto, el estar limitado con respecto a las recolocaciones de estos es una gran desventaja para él clínico. Entre otras desventajas, se suele encontrar que la dureza del bracket suele producir daños en los arcos, por lo tanto, se incurre en un mayor costo al tener que reponerlos, también se presenta una rotación dental limitada con esta aparatología y se ha reportado un incremento en el dolor a la hora de remover este tipo de brackets en el paciente en comparación a los brackets metálicos. Incluso, existen veces en que no se logra remover el bracket y se debe de remover con fresas, lo cual pone en riesgo el esmalte dentario.²⁴

La aparatología lingual, aunque realmente es imperceptible, también acarrea grandes limitaciones. Esta técnica requiere de un vasto tiempo para su colocación y manipulación, ya que se debe de realizar con visión indirecta, aparte, existe una distancia inter-bracket corta y los brackets utilizados presentan un ancho mesio-distal disminuido. Biomecánicamente, esto suele ser ineficiente, ya que un ancho mesio-distal reducido produce una falta de control rotacional y mayores fuerzas se deben aplicar para generar los mismos momentos que en un bracket labial. La distancia interbracket reducida confiere menor elasticidad al alambre y como resultado la reducción de la flexibilidad de este y la aplicación de mayores fuerzas, cuando es conocido que biológicamente se busca una ortodoncia basada en fuerzas ligeras. Sin embargo, los clínicos suelen ser capaces de trabajar con estas limitantes; pero existe un gran inconveniente, que es frecuentemente reportado en la literatura y que suele desanimar a los ortodoncistas y pacientes, como problemas al hablar e incluso lesiones en lengua.^{25, 26, 27, 28, 29, 30}

Por los antes mencionados problemas que suelen surgir con la aparatología estética, los alineadores dentales se han vuelto populares tanto por los pacientes como por los ortodoncistas. Los alineadores requieren visitas al sillón dental sumamente cortas, ya que no se debe adherir aparatología en todos los dientes. Los alineadores suelen utilizar lo que se conocen como “attachments”, que son formas geométricas que se realizan con resina en los dientes; pero, estas son sencillas de hacer, ya que los alineadores vienen con una guía y dicha guía es la que simplemente se rellena de resina, se inserta en la arcada y se fotocura, por lo que se realiza rápidamente y solo en la primera cita. Debido a esto, las citas de los pacientes son cortas, ya que lo que se realiza en cada cita es cerciorarse que los dientes se muevan conforme a la etapa en que se encuentra el paciente y se entregan los alineadores para los siguientes meses. Es por ello, por lo que para el paciente es cómodo y para el ortodoncista es sumamente rentable debido a la cantidad de pacientes que puede tratar o el tiempo libre que se le genera.^{31,32}

De las mayores ventajas que ofrecen los alineadores dentales es la facilidad con respecto a la higiene. Los clínicos concuerdan que una de las mayores dificultades en el tratamiento con aparatología fija es el difícil control de placa por parte de los pacientes. El uso del hilo dental y demás aparatología para la remoción de placa se vuelve en un proceso laborioso y difícil, si no se realiza con constancia, esto podría desencadenar en problemas periodontales y de caries, por lo que en algunas situaciones el ortodoncista debe de remover la aparatología y dejar el tratamiento inconcluso para evitar que el paciente llegue a tener mayores problemas. Los alineadores al ser removibles, ofrecen al paciente la facilidad de quitárselos para comer, ingerir bebidas y para la realización de su higiene dental; por lo que tornan ser convenientes en pacientes con riesgos periodontales o de caries. Al mismo tiempo, no se incurre en problemas como en aparatología fija en la que se descementan brackets, no hay arcos que puedan lastimar los carrillos del paciente y se ha reportado menor dolor.^{31,32}

2.1.4 Producción de alineadores en el consultorio o “in office”

Existen diversas formas de producir alineadores dentales, pero todas siguen un proceso similar. El primer paso consiste en la toma de impresiones, dicha toma puede ser mediante un scanner intraoral o se pueden tomar impresiones análogas con material de

impresión liviano y pesado y luego escanear dicha impresión. Luego de ello, el archivo de la impresión digital se sube al software para realizar la movilización dentaria, ya sea que el clínico lo quiera realizar el mismo o lo puede delegar a un laboratorio externo. Una vez que se obtiene la posición final deseada, se corre el software para determinar el número de etapas (alineadores) de tratamiento, si al clínico le resulta adecuado dicho resultado, se procede a enviar el archivo STL a la impresora digital e imprimir cada modelo según las etapas que el software determinó. Una vez con los modelos impresos, se procede a termoformar acetatos sobre los modelos, pudiendo utilizarse termoformadoras tradicionales o termoformadoras de presión positiva que son las más recomendadas para este proceso. Luego se procede a recortar los alineadores ya termoformados y quedan listos para ser entregados a los pacientes. Cabe recalcar que en la actualidad ya se está experimentando la impresión directa de los alineadores dentales sin el proceso de termoformación, pero todavía no se cuenta con suficientes investigaciones al respecto para poder recomendarlo y la resina dental a utilizar tampoco se encuentra de manera accesible.^{18,33,34}

2.1.5 La correcta elección de materiales para la creación de alineadores dentales

Existen diferentes marcas de alineadores, ya sean fabricados directamente por una compañía externa o por él mismo ortodoncista en su clínica. Estos alineadores suelen ser contruidos de materiales similares; sin embargo, existen pequeñas alteraciones en su composición que suelen cambiar sus propiedades físicas. No obstante, estas alteraciones o cambios en su formulación clínica no deben producir daños en el organismo, ya que es un material que está en boca por al menos 22 horas al día, de 1 a 2 semanas antes de cambiarse al siguiente alineador. Debido a esto es vital saber la composición de cada material y si estos liberan moléculas durante su uso y si las mismas son citotóxicas.³⁵

En el estudio de Martina *et al.*, se evaluó la citotoxicidad de acetatos que son comúnmente utilizados como el Duran®, Biolon® (glicol de tereftalato de polietileno, PETG), Zendura® (resina de poliuretano) y el SmartTrack® (termoplástico de poliuretano/copolíéster de multicapa aromática). En el estudio se observó que todas las

muestras eran ligeramente citotóxicas al día 14 de uso; sin embargo, la citotoxicidad era semejante o incluso menor que los resultados obtenidos con materiales metálicos como bandas, brackets o incluso materiales de adhesión dental. Se habla de que es importante evaluar en todos los alineadores dentales, la posibilidad de liberación de bisfenol-A, debido a su efecto citotóxico³⁵. Otro compuesto que se expresa en la literatura que se debe de evitar en la creación de acetatos para alineadores es el isocianato, ya que puede provocar reacciones alérgicas.³⁶ La evidencia sugiere que los materiales termoplásticos producen una ligera citotoxicidad; no obstante, no es lo suficiente como para poder ser considerado peligroso para la salud. Es vital asegurarse que los materiales que se utilizan para la creación de alineadores no liberen bisfenol-A y que no contengan isocianato.³⁷

Los materiales usados para la creación de alineadores deben idealmente también poseer una baja probabilidad de adhesión bacteriana y de formación de biofilm. Es conocido que una de las mayores ventajas de los alineadores es que facilita la higiene oral por parte del usuario. Por lo tanto, se busca reducir el biofilm microbiano, ya que este es causante de enfermedades como la caries y la periodontitis. El biofilm oral es una red compleja de células microbiana embebidas en polímeros extracelulares de origen microbiano que se adhiere a las superficies dentarias o a las células epiteliales gingivales. Se ha observado mediante el estudio de 4 materiales de alineadores diferentes (CA-medium®, Copolyester®, Duran® y Erkodur®) que no existe diferencia significativa en la adhesión microbiana inicial y en la formación de biofilm de especies aerobias y anaerobias, evidenciando la ventaja del uso de los alineadores³⁸.

La mayoría de alineadores son creados por compuestos como el cloruro de polivinilo, copoliéster, el glicol de tereftalato de polietileno (PETG), tereftalato de polietileno (PET), y el poliuretano (PU)³⁹. Los alineadores presentan la problemática que, al ser termoformados, no todas las áreas poseen el mismo grosor, esto genera una serie de inconvenientes, ya que el grosor influencia la magnitud de la fuerza que ejerce dicho alineador y por ende afecta el movimiento dental total.⁴⁰ En general se habla de que los alineadores son fabricados en un rango de 0.4 mm a 1.5 mm de espesor. Ya que mediante el uso de acetatos termoformables no se puede controlar que todas las áreas

posean un mismo grosor, se ha planteado el uso de impresoras 3D para la fabricación de los alineadores de manera directa y así controlar el grosor a lo largo de toda la arcada. Entre los productos más estudiados para la creación de alineadores impresos se encuentra la resina Dental LT Clear V1, y pareciera que este es el futuro de la ortodoncia con alineadores debido a los buenos resultados obtenidos.⁴¹

2.1.6 Materiales a investigar

2.1.7 TRIFLEX®

El material Triflex® es un copoliéster. Dicho material se reporta como resistente a la abrasión, con bajo punto de fractura, y con propiedades altas de elasticidad y estabilidad a la formabilidad. Se reporta que es una resina poliéster, con la capacidad de una baja absorción acuosa y alta biocompatibilidad. Dicho polímero está indicado para su uso en la fabricación de guardas oclusales, alineadores, retenedores e incluso para la fabricación de aparatos de expansión dental. Es distribuido en 3 diferentes grosores, en 0.80 mm, 1.0 mm y 1.5 mm. Es importante recalcar que para cada grosor se recomienda un tiempo de termoformado diferente, así también dependiendo de la máquina de termoformado que se utilice. Es un material que puede estar en contacto con superficies corporales recubiertas con piel y mucosas como la cavidad bucal, sin presentar ningún tipo de reacción médica adversa ante su uso normal y no agrava las condiciones médicas preexistentes. No manifiesta un peligro su inhalación o ingestión, no es considerado un carcinogénico, ni un material con potencial de causar efectos teratógenos. Dicho polímero es distribuido por la compañía de TD Orthodontics en México.⁴²

2.1.8 ESSIX ACE®

Dentsply® cuenta con diferentes tipos de acetatos, sin embargo, los distribuidos a nivel nacional son los Essix ACE®, los cuales son fabricados a partir de un copoliéster, los cuales son diseñados para ser utilizados con máquinas al vacío únicamente. Estos se pueden utilizar para la creación de retenedores, alineadores y puentes temporales. Sin embargo, estos no suelen ser recomendables en pacientes que presenten bruxismo debido a que no son capaces de soportar dichas cargas oclusales. Cabe recalcar que

este no es el único modelo de Essix que se suele usar para alineadores dentales; sin embargo, en el territorio mexicano el modelo ACE® es el que es distribuido por Dentsply y se encuentra en depósitos dentales. Este acetato puede encontrarse en 3 diferentes grosores, 0.75 mm, 0.88 mm y 1.0 mm, lo cual al igual que con el Triflex, debe de ser tomado en consideración, ya que depende del grosor, es el tiempo de termoformado, al igual que dicho tiempo también se verá influenciado por la máquina de termoformado a utilizar.⁴³

2.1.9 Propiedades ideales de los polímeros para alineadores

Es de suma importancia a la hora de elegir la marca de alineadores o de acetatos a utilizar, el comprender sus propiedades, ya que existen estudios que muestran que la eficacia del tratamiento con alineadores llega a un 41% a 59%, por lo que la comprensión clínica de cómo utilizar dichos alineadores no es suficiente, también debe existir un extenso conocimiento de los materiales que se están utilizando para producir estos alineadores^{44,45}. Aunque existe una amplia literatura con respecto a lo que se busca en los alineadores, no hay medidas exactas de, por ejemplo, cuál es el módulo de Young o la dureza ideal que deben de tener los alineadores, por lo que solamente se puede comparar los alineadores creados en la oficina, con respecto al *gold standard* que sería Invisalign® (calificación que ha recibido por ser el producto más antiguo en el mercado de alineadores dentales), para determinar qué tan “bueno” es el producto.

Sin embargo, hay aspectos que se deben de tomar en cuenta a la hora de evaluar los alineadores. Hay que evaluar los alineadores o acetatos luego de que estos han sido termoformados. Este proceso puede cambiar la orientación molecular, el peso molecular y también debido al rápido enfriamiento de los materiales sobre los modelos puede cambiar el nivel residual de estrés.⁴⁶ De la misma manera es importante evaluar los acetatos luego de una simulación en medio oral, ya que los mismos se ven influenciados por la temperatura, humedad, fuerzas de masticación y contacto prolongado con enzima salivares, por lo que es importante el comprender las propiedades de los acetatos que usamos, no solo antes de insertar los alineadores en boca, sino como se modifican sus propiedades a lo largo del tiempo.^{47,48}

A la hora de considerar qué hace a un alineador efectivo, se debe tomar en cuenta el grosor de este, las propiedades físicas y la activación que se programará, ya que de esto dependerá la fuerza ejercida. No es lo mismo una activación de 0.5 mm a una activación de 0.25 mm o 1.0 mm. Los alineadores que son producidos de materiales con mayor grosor, aplicaran una mayor fuerza.⁴⁹ Al igual hay que considerar que en estudios se ha visto que la mayor cantidad de movimiento dental se dará en las primeras 24 horas, por lo que también es importante el tomar en cuenta cuanto se usara cada alineador, ya que muchas compañías han cambiado su protocolo de uso de alineadores de cambio cada 2 semanas a cada semana e incluso hay ortodoncistas que los utilizan por una menor cantidad de días⁵⁰. Pero en general, las propiedades que se buscaran en los alineadores son, una alta dureza, ya que, esto hará que el material sea resistente al desgaste⁵¹ y un módulo de elasticidad alto, ya que esto incrementará la capacidad de ejercer fuerza bajo un estrés constante⁴⁶ y que al mismo tiempo estas propiedades no varíen mientras se utilizan a nivel oral.

Los polímeros también deberán ser estables a los cambios de temperatura, pH, radiación ultravioleta, enjuagues, pigmentos de alimentos y bebidas (para evitar su coloración), resistencia a la parafunción y resistentes al envejecimiento; sobre todo, sin perder sus características biocompatibles.⁵² Entre las propiedades físicas esenciales a saber de los alineadores, se hallan, la composición de los mismos, la elasticidad, flexión, tensión y sorción acuosa; ya que estas propiedades están altamente involucradas con la traducción de fuerzas por parte del alineador al diente y por consiguiente su movilización.

2.1.10 Propiedades a investigar

2.1.11 Elasticidad

La elasticidad es aquella tendencia que tienen los cuerpos de ser deformados a la hora en la que se les aplica una fuerza y su capacidad de recuperar su forma original, ya sea en menor o mayor grado. La deformación elástica es aquella que desaparece al dejar de aplicar una fuerza, mientras que la deformación plástica, no desaparece, por lo tanto, el cuerpo se deforma permanentemente. Cada material tiene sus propios valores en cuanto a la cantidad de deformación elástica que puede soportar, si dichos valores no se sobrepasan, las deformaciones permanentes serán muy pequeñas y por lo tanto, se le

podrá considerarse como un material elástico. La capacidad elástica se determina mediante el módulo de elasticidad o módulo de Young.⁵³

2.1.12 Tensión

La tensión es el estrés tangencial (fuerza por unidad de área) en la superficie, el cual debe de ser balanceado por fuerzas externas o por el estrés del volumen del cuerpo.⁵⁴

La relación real entre tensión y deformación de un material se determina de forma experimental mediante ensayos de laboratorio, entre los más simples de realizar son los de tracción uniaxial o compresión pura. En cuanto a la tracción uniaxial, una probeta es sometida a dos fuerzas constantes en sus extremos a una velocidad constante, esto puede ser realizado por la máquina de ensayos universales, Instron® que mide la fuerza necesaria para cada deformación, esto se realiza hasta que el material se fractura o hasta que se generan deformaciones irreversibles. El Módulo de Young se determina posteriormente mediante conversiones matemáticas de los datos obtenidos. La norma utilizada para la evaluación de la tensión de los polímeros es la ASTM D638 para polímeros de entre 1 mm y 14 mm de grosor, la NORMA ISO 527-1,-2 también puede ser utilizada para dicho propósito. Sin embargo, para polímeros de menos de 1 mm de grosor se utiliza la NORMA ASTM D882.⁵³

2.1.13 Flexión

La flexión se define como el esfuerzo resultante de aplicar fuerzas perpendiculares al eje principal del elemento que tiende a doblarlo, de este modo, el módulo de flexión es el método principal para medir la rigidez de un material. Para su estudio se sostiene una barra en dos o tres puntos y se aplica una fuerza constante, después se mide la curva de la carga al desplazamiento. La norma que evalúa la flexión de los polímeros es la ASTM D 790.^{55,56,57}

2.1.14 Espectroscopia infrarroja por transformadas de Fourier (FTIR)

La espectroscopia infrarroja es una técnica que se usa en varias ramas de la ciencia y la ingeniería por su alta sensibilidad, ya que es simple de realizar y con bajo costo. La espectrometría tiene múltiples aplicaciones, pero una de las más útiles en el estudio de materiales es en la determinación cuantitativa de los compuestos de un material. Este

conocimiento cuantitativo de la estructura y dinámica del polímero permite comprender sus propiedades. La espectroscopia permite obtener información química de una pequeña área de la muestra. Pero no solo la espectroscopia sirve para la cuantificación, sino también para el análisis cualitativo de todos los grupos funcionales que se encuentran presentes en el material. En la espectroscopia se va a estudiar la absorción o la emisión de energía radiante originada por la interacción entre la radiación electromagnética y el material en estudio.⁵⁸

Esencialmente, todos los materiales están compuestos de moléculas y enlaces que tienen capacidad de absorber energía en forma de fotones. En dicho caso, esta sería la energía infrarroja, la cual al ser absorbida por las moléculas genera un movimiento vibracional y por consiguiente, oscilaciones. Este espectro infrarrojo va a permitir evidenciar el comportamiento de enlaces atómicos, el entorno químico y la concentración de enlaces. Por lo cual se va a mostrar todas las bandas de movimiento vibracionales dentro de la molécula, permitiendo evaluar los cambios estructurales o la homogeneidad de dicho material, lo cual resulta sumamente valioso a la hora de evaluar los alineadores dentales.⁵⁹

2.1.15 Sorción acuosa

Uno de los principales actores de la degradación de los alineadores en boca es la saliva. La saliva es un líquido que contiene agua, mucina, proteínas, sales, enzimas y cuando ha salido de las glándulas salivales hacia el medio oral, se combina con el fluido crevicular, restos alimenticios, microorganismos, bacterias, y células descamadas de la mucosa oral. La secreción diaria de la misma en el adulto es aproximadamente de 500 a 1500 ml⁶⁰. El flujo salival promedio es de 0.25 a 0.40 ml/min en reposo, mientras que cuando se estimula, se encuentra en un valor de 2 ml/min.⁶¹

Los efectos de la degradación de los alineadores con base en la saliva se pueden dar por una degradación hidrolítica y microbiana. Los polímeros son capaces de absorber agua, lo que interfiere con los enlaces entre las moléculas poliméricas y genera una expansión higroscópica, cambiando así las propiedades mecánicas de los polímeros. No solo existe absorción acuosa, sino también adsorción de macromoléculas extracelulares como las glicoproteínas y proteoglicanos, los cuales forman un biofilm.⁶²

La adsorción es un proceso por el cual las moléculas son atrapadas o retenidas en la superficie de un material, mientras que la absorción, es como estas penetran el material y se constituye una solución. La sorción es cuando ambos fenómenos están presentes⁶³. Por ende, la sorción sería la interacción que se da entre un líquido y un sólido en la superficie y el interior de un material en específico. Se ha observado que la absorción acuosa puede hacer que decrezca el módulo de Young y la fuerza tensil.⁵⁵

Todo material odontológico debe de tener la capacidad de soportar el ambiente de la cavidad oral, así como mantener su superficie y evitar distorsiones. Sin embargo, se ha visto que todos los materiales van a presentar cierto grado de sorción y solubilidad; algunos más que otros. Sin embargo, esto dependerá del tipo de alineador, ya que polímeros amorfos como el policarbonato, teraftalato de polietileno glicol (PET-G) y copoliéster tienen una mayor sorción acuosa en comparación con polímeros semicristalinos como el polipropileno (PP), polietileno (PE) y el acetato de vinil etileno; no obstante, son menos claros al paso de la luz.⁶² La sorción acuosa en polímeros se mide conforme la guía ASTM D570, ISO 178.

2.2 ANTECEDENTES ESPECÍFICOS

Actualmente, lo más novedoso en alineadores es la impresión 3D de los mismos por medio de resinas dentales. En esta investigación no se considerarán este tipo de alineadores, por ser un procedimiento aun no generalizado, pero si se mencionarán los estudios más recientes relacionados a éste método de fabricación. Jindal P *et al.*, en el 2019, compararon las propiedades compresivas y geométricas de la impresión de alineadores con la marca de resina LT® mediante estereolitografía con la impresora 3d Form 2® y los compararon con el material Duran® termoformado. El Duran® utilizado presentaba un grosor de 0.75 mm, mientras que el alineador se imprimió con el mismo grosor. Es importante recalcar que los alineadores impresos deben de llevar protocolos establecidos de cómo se orienta la estructura sobre la que se imprime, al igual que como se tratan los alineadores luego de ser impresos, ya que llevan un proceso de post-curado utilizando luz y temperaturas específicas. El grupo de Jindal P *et al.*, utilizó la máquina Instron 3367® para obtener la deformación del material sujeto a una carga. Entre los resultados se encontró que los alineadores impresos presentaron una mayor precisión en cuanto a la adaptación de dicho alineador en los modelos, una mayor resistencia a la carga, mejor rigidez y menor deformación (no se especificó en el artículo si dichos valores obtuvieron una diferencia significativa).⁶⁴

Milovanovic *et al.*, en el 2021, realizaron un estudio mediante el uso de estereolitografía, resina Dental LT Clear V1® de Formlabs, y la impresora Formlabs Form 2, con el propósito de evaluar la tensión (ISO 527-2), la compresión (ISO 604) y resistencia a la flexión (ISO 178). Lo que cabe resaltar de este estudio es que las resinas dentales suelen aumentar sus propiedades con el paso del tiempo, logrando incluso fuerzas compresivas de hasta 700N. Por ende, no es la misma la cantidad de fuerza que ejerce un alineador impreso el mismo día que se inserta, que uno que ha estado una semana sin uso, ejerciendo este una mayor fuerza.⁶⁵

Zinelis S *et al.*, en el 2021, hablan de cómo es importante el conocer la rigidez y la relajación elástica de los materiales para poder producir fuerzas ligeras y continuas; la dureza, ya que se asocia a la resistencia a la abrasión y la aspereza, ya que esto estaría relacionado con la acumulación de placa y decoloración. Por ello, ellos estudiaron estas

propiedades en la impresión directa de alineadores utilizando la resina Tera Harz TC-85DAW® (Graphy, Seoul, Korea) en 5 impresoras 3D distintas. Las impresoras utilizadas fueron la Karv LP 550®, L120®, MiiCraft 125®, Slash 2® y la Pro 95®. Ellos hallaron que las impresoras de LCD (pantalla de cristal líquido) como la Slash 2®, L120® y Karv LP 550® producen alineadores con una mayor dureza, módulo de indentación e índice elástico en comparación con las impresoras de DLP (procesamiento de luz directa) como la MiiCraft 125® y la Pro 95®.⁶⁶

En el estudio de Can E *et al.*, en el 2022, se evaluaron alineadores impresos en 3D antes y luego de ser utilizados por una semana en una clínica dental. Los alineadores se imprimieron con la Moonray S100®, con la resina TC-85DAC®. Se le realizó a los alineadores la prueba de ATR-FTIR, dureza, módulo de indentación, índice elástico y la relajación de indentación. Se encontró que no hubo diferencia significativa en los alineadores impresos en su estadio inicial y luego de una semana de uso en boca, por lo que se consideran estables a lo largo del tiempo. La dureza fue menor en comparación con Invisalign®, mientras que el módulo de elasticidad fue similar. El índice de relajación fue mucho más alto que el de Invisalign®, y, por lo tanto, una mayor caída en las fuerzas ortodóncicas.⁶⁷

Sin embargo, como se observa, la literatura es escasa con respecto a los alineadores impresos como para poder recomendarlos, por lo tanto, es por lo que la investigación se centra en alineadores termoformados. Tamburrino *et al.*, en el 2020, evaluaron los acetatos de Duran®, Biolon® y Zendura® para observar los efectos que tiene la termoformación y la inmersión en saliva artificial sobre sus propiedades físicas y mecánicas. Los acetatos eran de forma circular con un diámetro de 125 mm y un rango de grosores de 0.75 mm y 1 mm. Se termoformaron con la máquina termoformadora Ministar S®, de Scheu-Dental®. La geometría de la muestra se basó en la norma ISO 527-2. La inmersión en saliva artificial se realizó por 7 días a 37 °C, y se expone que en realidad la mayor absorción acuosa se da entre las primeras 72 a 168 horas. Las pruebas se realizaron con la Instron 5500R. En los resultados se observó que luego de la termoformación el módulo de elasticidad del Duran® y Zendura® aumentó, lo cual no se observó con el Biolon®. El Biolon® no fue afectado por la inmersión en saliva artificial,

mientras que el módulo de elasticidad si bajó para el Duran® y Zendura®. También encontraron que el módulo de elasticidad que reportaban las compañías era mayor a lo que ellos obtuvieron en su estudio. Se encontró de igual manera que el estrés tensil incrementó luego del termoformado para el Duran, y se redujo ligeramente para el Biolon® y significativamente para el Zendura®.⁶⁸

Alexandropoulos A *et al.*, en el 2015, hablan de cómo se ha visto que mientras más rígido sea un material, mejores serán los resultados en la alineación luego de 2 semanas de activación. Por lo anterior, los autores quisieron caracterizar la estructura química y las propiedades mecánicas del Essix A+®, Essix ACE®, Clear Aligner® e Invisalign®. Ya que Invisalign® viene prefabricado, los otros 3 materiales fueron termoformados sobre un modelo de yeso en la máquina Essix® y la Ministar S®. Utilizaron espectroscopia de ATR-FTIR y las normas ISO 14577-1, 2002 para la dureza, módulo de indentación e índice elástico. Entre los resultados se encontró que Invisalign® estaba compuesto de un material a base de poliuretano, mientras que el Essix A+®, Essix ACE® y el Clear Aligner® son un PETG. Aunque las tres marcas son un PETG, sus propiedades son distintas, probablemente debido a un diferente peso molecular y debido al proceso de termoformado. Invisalign® demostró mayores valores en dureza, módulo de elasticidad e índice elástico, pero una menor resistencia a la deformación. Esto sugiere que Invisalign® es un material quebradizo y que ante fuerzas oclusales fuertes sea más propenso a deformarse.⁴⁶

Ihssen B *et al.*, en el 2019, quisieron en su estudio observar los efectos de la cavidad oral sobre los alineadores. Ellos evaluaron a Clear Aligner® a través de cambios de temperatura como ocurrirían durante el consumo de comida o bebidas, aunque las compañías de alineadores no recomiendan hacer esto. Para el termociclado se utilizó la norma ISO 11405-2015 que especifica que los materiales deben de estar en agua destilada por 24 horas, y luego se realizan 500 ciclos de una inmersión a 5 °C por 20 segundos y a 55 °C por otros 20 segundos. En los resultados se observó que el calentamiento intraoral reduce el módulo de Young del PETG y la fuerza tensil. De igual manera, se observó que la temperatura extrema acelera el envejecimiento físico del

material. Debido a ello, es importante el ser claros con los pacientes de que no se debe de ninguna manera comer o tomar bebidas con los alineadores puestos.⁶⁹

Golkhani B *et al.*, en el 2021, propusieron que todos los estudios sobre los acetatos deben de ser realizados luego del termoformado y sobre la influencia de la carga en termociclado. En el estudio evaluaron el Duran Plus® con un grosor de 0.75 mm, Zendura® de 0.75 mm, Essix ACE® de 0.75 mm y Essix PLUS® de 0.90 mm. Los 4 acetatos fueron termoformados con la máquina Ministar S®. Se realizaron pruebas de 3 puntos y al igual se realizó prueba de la reducción del grosor luego del termoformado. Se observó que no hubo una diferencia significativa en las fuerzas antes y luego del termoformado. Al igual que se observó que, aunque todos los materiales se redujeron en grosor, la cantidad de reducción no corresponde a la diferencia del módulo del Young. Se observó que el Essix PLUS®, que es el que presentó un mayor grosor, fue el que obtuvo el menor módulo de Young⁷⁰. Liu C *et al.*, en el 2016, quisieron evaluar y comparar la estabilidad en el color de diferentes alineadores luego de ser sometidos a café, té negro y vino tinto. Se evaluaron los alineadores de Invisalign®, el Angelalign® y el Smartee®. En los resultados, ellos observaron una estabilidad luego de 12 horas de inmersión con excepción de Invisalign®, el cual sufrió un cambio de color notable debido al café.⁷¹

Dalaie K *et al.*, en el 2021, también se propusieron a evaluar las propiedades de los alineadores luego del termoformado y envejecimiento por medio de una simulación en el medio oral. Para ello utilizaron el acetato de Duran® de 1 mm y el Erkodur® de 0.8 mm. Los acetatos fueron termoformados sobre formas geométricas para emular un diente y se realizó el proceso de termoformación con la máquina Ministar S® de Scheu-Dental®. Para el envejecimiento se utilizó 200 ciclos de termociclado a 5 °C por 20 segundos, 55 °C por 20 segundos, y el tiempo de transferencia entre ambos se calculó en 12 segundos. Se realizó una prueba de tres puntos con la Máquina de Zwick Roell para determinar el módulo de flexión. La prueba de dureza se hizo con la misma máquina mediante la prueba de Vickers. De la misma manera, se determinó el módulo elástico y viscoso. Se encontró que el Duran® es menos afectado por el termoformado en comparación con el Erkodur®, este termoformado disminuyó considerablemente sus

propiedades mecánicas, no obstante, el envejecimiento no afectó de manera significativa.⁷²

En el estudio de Hyun Ryu J *et al.*, en el 2018, evaluaron diferentes propiedades antes y después del termoformado de los acetatos Duran®, eCligner®, Essix A+® y Essix ACE®. En el estudio se evaluaron dichos acetatos termoformándolos sobre una réplica de incisivo central superior y mediante el uso de la Biostar® de Scheu Dental®. Se midió la transparencia, la absorción acuosa y solubilidad según la norma ISO 20795-2 del 2013, la dureza, la flexión, y la tensión. La menor transparencia luego del termoformado se observó para el Essix ACE®, mientras la mayor fue por parte de Duran® y Essix A+®. La mayor absorción acuosa fue para el eCligner® antes del termoformado y para el Duran luego del termoformado. Para los 4 materiales, la absorción acuosa aumentó luego del termoformado. Los cuatro materiales no obtuvieron una diferencia significativa antes y después del termoformado para la dureza, mientras que la fuerza de flexión si disminuyó. El mayor módulo de flexión lo presento el eCligner® antes del termoformado y el menor el Essix ACE®. Para el módulo de tensión no hubo diferencias significativas luego del termoformado. En un espesor de 0.75 mm, el menor módulo de tensión lo obtuvo el Essix ACE®.⁷³

En el estudio de Daniele V *et al.*, en el 2020, se pretendió mostrar la caracterización de las propiedades fisicoquímicas de los acetatos de Erkodur®, Essix ACE®, Ghost Aligner®, Zendura FLX® e Invisalign®. Se midió la absorción acuosa, ya que esta puede ser responsable de disminuir la cohesión mecánica. Se observó que el Erkodur®, Ghost Aligner® y Essix ACE®, son los que presentan una menor absorbancia, por ende, una mayor transparencia, mientras que Invisalign® presentó la menor transparencia. Se observó que la menor absorción acuosa fue para el Essix ACE® y la mayor para el Zendura FLX®. En el estudio se observó mediante colorimetría que Invisalign®, seguido por Ghost Aligner® son los que tuvieron mayor variación de color al ser sometidos a pigmentos, mientras que hubo solo ligeros cambios en el color en los demás acetatos.⁷⁴

Lombardo L *et al.*, en el 2017, expusieron como los materiales para los alineadores son viscosos y elásticos; por lo que, bajo carga, su conducta puede variar a lo largo del tiempo, exponiendo que bajo carga la deflexión aumenta con el tiempo, y bajo una

deflexión constante la carga disminuye. Ellos investigaron los acetatos de F22®, Duran®, Erkoloc-Pro® y Durasoft® en diferentes grosores. Se realizaron pruebas de 3 puntos y para ello se usó la norma ASTM D790, una velocidad de 100 mm por minuto a un máximo de deflexión de 7 mm. En los resultados obtuvieron que el Duran® y el F22® poseen una rigidez similar, mucho mayor al Erkoloc-Pro® y Durasoft®. El Duran® obtuvo la mayor relajación al estrés en un periodo de 24 horas, mientras que el Erkoloc-Pro® obtuvo la menor relajación al estrés.⁷⁵

En el estudio de la Universidad de Zurich, conducido por Suter F *et al.*, en el 2020, se realizó la caracterización de la rugosidad de superficie de diferentes polímeros utilizados para la manufactura de alineadores dentales. Ellos evaluaron el CA-medium®, el Copoliéster de Essix®, Duran® y Erkodur®. Ellos encontraron que la termoformación de los acetatos aumentaba la rugosidad de estos. Se observó que no hubo una diferencia significativa en la rugosidad luego del termoformado entre los 4 materiales⁷⁶. En el estudio de Inoue S *et al.*, en el 2020, se pretendió identificar las propiedades físicas que hacen a los alineadores aplicables en el ámbito ortodóncico. Ellos evaluaron el Essix A+®, el Essix C+®, el Duran® y Erkodur®, todos en un grosor de 1 mm. Para la absorción acuosa se siguió la norma ISO 4049 y para la prueba de carga la norma ISO 527-2. Se obtuvo que la mayor absorción acuosa la experimento el Duran, mientras que la menor fue para el Essix C+®. También se halló que el Essix A+® obtuvo el mayor módulo elástico, mientras que el Essix C+® el menor módulo elástico.⁷⁷

En el estudio de Fang D *et al.*, en el 2013, investigaron la relajación al estrés de manera dinámica por 3 horas en un baño acuoso a 37 °C, de las marcas comerciales Erkodur®, Biolon®, Masele®, Keystone® y Duran® con un grosor de 1 mm. En los resultados se observó que la relajación al estrés más lento fue obtenida por el Erkodur®, en el baño a 37.0 °C, Erkodur® se mantuvo como líder con el estrés a la relajación más lento en conjunto con Masele®.⁴⁸

En el estudio de Shakir H y Kadhum S, en el 2018, se midió la dureza y el módulo elástico mediante las normas ASTM D 2240-05 y la ASTM D 882-02 respectivamente, de Clear aligner® de 0.5 mm, Leone® de 0.8 mm y del Duran® de 1 mm. En el estudio la menor dureza fue obtenida por Leone®, seguido por Clear aligner® y la mayor fue por el

Duran®. Con respecto al módulo elástico, la menor tensión fue adquirida por Leone®, seguido por Clear aligner® y el mayor módulo elástico fue obtenido por el Duran®.⁷⁸

Ryokawa H *et al.*, en el 2006, evaluaron las propiedades mecánicas a 23 °C y a 37 °C, de las marcas Bioplast® 1 mm, Copyplast® 1 mm, Duran® 1 mm, Hardcast® 0.8 mm, Imprelon S® 0.75 mm, Essix A+® 0.040in, Essix C+® 0.040in, Invisalign® 0.030in. Los acetatos se termoformaron con el uso de la termoformadora Biostar®. En el estudio, la mayor absorción acuosa a las 2 semanas fue observada por Invisalign®, mientras que la menor fue vista por parte del Copyplast®. Se observó que, con el cambio de 23 °C a 37 °C, el módulo elástico y la absorción acuosa no cambiaron significativamente las propiedades mecánicas. El módulo elástico y el estrés tensil más alto fue obtenido por el Imprelon S®, mientras que el más bajo por el Bioplast®. De igual manera, no hubo una diferencia significativa antes y luego del termoformado, al igual que luego del paso por agua a 37 °C.⁷⁹

Papadopoulou A *et al.*, en el 2019, investigaron las alteraciones mecánicas y de rugosidad de Invisalign® luego de ser expuesto por 1 y 2 semanas al ambiente oral. Invisalign®, es un material termoplástico basado en poliuretano, y por lo mismo va a sufrir una relajación con el tiempo, lo cual afectaría las fuerzas aplicadas para el movimiento dental. Es por ello por lo que se evaluó la dureza, el módulo de indentación y el índice de relajación basados en la prueba ISO 14577-2002; encontrándose una marcada degradación de las propiedades mecánicas durante la primera semana de uso intraoral, por lo que los autores proponen que estos alineadores deben ser usados semanalmente, y no recomiendan su uso cada dos semanas.⁸⁰

En el estudio de Lombardo *et al.*, en el 2015, investigaron las diferencias en la estabilidad de color y las propiedades estéticas del material F22® desarrollado por el posgrado de Ortodoncia de la Universidad de Ferrara de Italia, Invisalign® y All-In®. Las propiedades de absorbancia y transmitancia fueron medidas por un espectroscopio. Una transmitancia mayor significa una mayor transparencia, mientras una mayor absorbancia significa una menor transparencia del material. Durante la prueba, las muestras se envejecieron mediante saliva artificial a la cual se le añadió colorante de comida de color café y en otro recipiente colorante amarillo, dejando las muestras en la solución a 37

°C ± 1 °C, por 14 días. Ellos hallaron que en la absorbancia los menores valores se presentaron en el F22®, seguido por Invisalign®, y los mayores valores en All-In®. De la misma manera, el F22® obtuvo los mejores resultados en la transmitancia, y se encontró que no hubo una diferencia significativa antes y después del envejecimiento.⁸¹

Meme L *et al.*, en el 2021, evaluaron los alineadores de Invisalign® ante diferentes métodos de envejecimiento, y al mismo tiempo se les realizó una prueba de ATR-FTIR. Los alineadores se expusieron de manera *in vitro* por 24 y 48 horas a café, Coca Cola® y té a 37 °C y también a radiación ultravioleta de 254 nm. Luego de 48 horas *in vitro*, se observó un marcado cambio de coloración con el café, en menor proporción con el té, mientras que no se observó un cambio de coloración con la Coca Cola®, y con la radiación UV fue mínimo. Se observó que, aunque los alineadores tuvieron un cambio de coloración, sus propiedades químicas no se vieron alteradas.⁸²

Fang D *et al.*, en el 2020, también estudiaron los alineadores de Invisalign® producidos con el material LD30 antes y después de su termoformado mediante el analizador mecánico dinámico. Se evaluaron 20 sets de alineadores en estadio inicial y luego de ser usados por 2 semanas. Ellos hallaron que el módulo de elasticidad y la relajación al estrés cayeron luego de su uso por 2 semanas. Uno de los resultados más importantes es que luego de la observación por medio del microscopio de electrones se encontró signos de delaminación del alineador luego de 2 semanas de uso (pérdida del material a nivel oral), aunque se habla de que no es lo suficiente como para que sea tóxico.⁸³

En el estudio de Condo R *et al.*, en el 2018, se evaluaron las propiedades del material que utilizaba Invisalign® en el pasado el EX30® y el más nuevo, el LD30®. A ambos se les realizó la prueba de ATR-FTIR, la fortaleza tensil y la prueba de indentación. En el FTIR no se halló diferencia significativa entre ambos materiales. Durante la prueba de indentación, el EX30® sufrió de una huella residual mientras que el LD30® se fracturó, por lo tanto, se deduce que el LD30® es más rígido. El material LD30® tuvo una capacidad plástica reducida y una mayor recuperación elástica, mientras que EX30® mostró una mayor deformación residual.⁸⁴

Tabla 1. Resumen de las marcas que cuentan con estudios publicados

MARCA	PROVEEDOR
Duran®	Scheu® Dental GmbH (Iserlohn, Alemania) (PETG)
Bioplast®	Scheu® Dental GmbH (Iserlohn, Alemania) (copolímero de acetato vinyl etileno)
Copyplast®	Scheu® Dental GmbH (Iserlohn, Alemania) (PT)
Hardcast®	Scheu® Dental GmbH (Iserlohn, Alemania) (Polipropileno)
Imprelon S®	Scheu® Dental GmbH (Iserlohn, Alemania) (Policarbonato)
Biolon®	Dreve® Dentamid GmbH (Unna, Alemania) (PET)
Masel®	Ortho Organizers Inc® (Carlsbad, CA, USA)
Keystone®	Keystone Industries® (Myerstown, PA, USA) (Copolyester)
Zendura®	ZenduraDental® (Lakeview Blvd, Fremont, CA, USA) (PU)
Essix A+®	Dentsply® Raintree Essix Sarasota (FL, USA) (PES)
Essix C+®	Dentsply® Raintree Essix Sarasota (FL, USA) (PP)
Clear Aligner®	Scheu® Dental GmbH (Iserlohn, Alemania) (PETG)
Essix ACE Plastic®	Dentsply® Raintree Essix Sarasota (FL, USA) (PET)
Invisalign®	Align Technology ® (San Jose, CA, USA) (PU)
Duran Plus®	Scheu® Dental GmbH (Iserlohn, Alemania)(PETG)
Essix PLUS®	Dentsply Sirona® Deutschland GmbH (Bensheim, Alemania)
Angelalign®	EA Medical Instruments® (Shanghai, China)
Smartee®	Smartee Denti-Technology® (Shanghai, China)
Erkodur®	Erkodent® Erich Kopp GmbH (Pfalzgrafenweiler, Alemania) (PETG)
F22 Aligner®	Posgrado de la Escuela de Ortodoncia de la Universidad de Ferrara (Italia) (TPU)
CA-medium ®	Scheu® (Iserlohn, Alemania) (PETG)
eCligner®	eCligner® (Seoul, Korea)
Crystal Plastic®	Bio-Art®
Ghost Aligner®	Bart Medical S.r.l® (Mezzano, Italia) (PET)
Erkoloc-Pro®	Erkodent® (Pfalzgrafenweiler, Alemania)(PETG/TPU)
Durasoft®	Scheu® (Iserlohn, Alemania)(TPU/PC)
Leone®	(PETG)
All-In®	Micerium®, Avegno (GE, Italy)

Tabla 2. Resumen de materiales investigados para alineadores impresos en 3D

IMPRESORAS 3D	RESINA PARA IMPRIMIR 3D
Karv LP 550 (Shinwon Dental, Seoul, Korea)	Tera Harz TC-85DAC (Graphy, Seoul, Korea)
L120 (Dazz 3D, Shenzhen, China)	Dental LT Clear V1
MiiCraft 125 (Miicraft, Jena, Alemania)	
Slash 2 (Uniz, San Diego, CA, US)	
Pro 95 (SprintRay, Los Angeles, CA)	
Formlabs Form 2	
Moonray S100 (SprintRay, Los Angeles, CA, USA)	

3 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

El éxito de un tratamiento ortodóncico es dependiente de diversos factores, entre ellos un correcto diagnóstico, selección apropiada de la aparatología, biomecánicas correctas, uso de materiales de calidad y el cumplimiento de los pacientes con respecto a las indicaciones del ortodoncista, entre otros factores externos. A la hora de la selección de la aparatología, el paciente es el que tiene la última decisión y los alineadores se han vuelto un preferido entre ellos. Dicha popularidad no se debe solo a los resultados clínicos, sino al mercadeo detrás de las compañías que los venden. Es debido a esto que se tiene que ser juicioso y siempre basarse en la evidencia para así poder aumentar las probabilidades del éxito clínico. Es prioritario que el ortodoncista tenga conocimiento de las propiedades físicas y mecánicas de los polímeros que utiliza, ya que esto dictará para qué tratamientos y movimientos será ideal esta aparatología. No obstante, existe un gran déficit en la literatura sobre esta información, y los fabricantes de acetatos para alineadores no suelen exponer los resultados de sus investigaciones al público.

Igualmente, una gran parte de los artículos encontrados evalúan las propiedades, pero, del material con el cual crean los acetatos sin termoformar. Esto no resulta útil a nivel clínico, ya que se ha evidenciado que el termoformado afecta las propiedades físicas de los polímeros. Debido a esto, los resultados encontrados en dichos estudios no mostrarían las propiedades físicas de los polímeros termoformados que serán utilizados en boca, sino del material sin modificar sin su utilidad clínica. De igual manera, es necesario comprender como afecta el ambiente acuoso de la cavidad oral a las propiedades físicas de los acetatos ya termoformados. Una característica que es incluso más importante que las propiedades físicas y mecánicas es la accesibilidad del paciente a dicho tratamiento, es por ello por lo que evaluar el polímero de marca nacional Triflex® de TD Orthodontics resulta beneficioso, ya que podría ofrecer a la población mexicana un mayor acceso a este tipo de tratamientos. A la hora de querer discernir si los alineadores creados a partir del material de TD Orthodontics podrían convertirse en una primera línea de elección para el clínico, se tiene que comparar con una de las marcas más distribuida en el mercado mexicano para hacer alineadores en los consultorios dentales y es por esto por lo que se desarrolla la siguiente pregunta de investigación:

¿Hay diferencias entre los valores de espectrometría infrarroja, absorción acuosa, tensión y flexión de los acetatos ya termoformados Essix ACE® y los de marca nacional producidos por TD orthodontics®?

4 JUSTIFICACIÓN

El conocimiento de las propiedades de flexión, tensión, sorción acuosa y espectrometría infrarroja por transformadas de Fourier de los acetatos de fabricación nacional termoformados de TD orthodontics® y los Essix ACE®, permitirá discernir si los primeros son una opción viable a utilizar en los pacientes, al determinar si sus propiedades físicas son similares a los Essix ACE®, ya que si este fuera el resultado, se podría inferir que la eficiencia será la misma y por lo tanto, permite reducir costos tanto para el ortodoncista como para el paciente, así como su mayor accesibilidad.

Esta investigación intenta suplir la deficiencia de información disponible con respecto a las propiedades mencionadas anteriormente del polímero termoformado Triflex® de TD orthodontics y Essix ACE®, sin haber sido utilizados y mediante una simulación de uso por 7 días en un medio acuoso, imitando las recomendaciones de su uso en boca según diversos estudios.

5 HIPÓTESIS

HI: Los valores de FTIR, absorción acuosa, flexión y tensión de los acetatos termoformados Essix ACE® son similares a los alineadores de fabricación nacional.

H0: Los valores de FTIR, absorción acuosa, flexión y tensión de los acetatos termoformados Essix ACE® no son similares a los alineadores de fabricación nacional.

6 OBJETIVOS

6.1 Objetivo General

- Comparar los valores de FTIR, absorción acuosa, tensión y flexión de los acetatos Essix ACE® versus los alineadores de fabricación nacional termoformados.

6.2 Objetivos específicos

- Determinar si existe diferencia entre los valores de FTIR, absorción acuosa, tensión y flexión de los acetatos Essix ACE® versus los de fabricación nacional luego del proceso de termoformado.
- Determinar el impacto que tiene 7 días de ambiente acuoso sobre los polímeros Essix ACE® y los de fabricación nacional, mediante los valores de FTIR, absorción acuosa, tensión y flexión.

7 MATERIALES Y MÉTODOS

7.1 Diseño del estudio

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

7.2 Población y muestra

Tipo de muestreo: Muestreo no probabilístico por conveniencia.

Población: Acetatos de la marca Essix ACE® de Dentsply y los de fabricación nacional Triflex® de TD Orthodontics, ya termoformados, n = 5 por grupo a estudiar según las normas ASTM D790 y ASTM D882 para las pruebas realizadas en polímeros.

7.3 Criterios de inclusión, exclusión y eliminación

Tabla 3. Tabla de criterios de inclusión, exclusión y eliminación

CRITERIOS DE SELECCIÓN	Criterios de inclusión: <ul style="list-style-type: none">• Acetato Essix ACE® (Dentsply)• Acetato Triflex® (TD Orthodontics)• Acetatos sin defectos de fabricación.• Acetatos libres de daños en el envío Criterios de exclusión: <ul style="list-style-type: none">• Acetatos que por accidente hayan estado en contacto con agua u otras sustancias.• Acetatos rotos o con defectos visibles en la superficie. Criterios de eliminación:
-------------------------------	--

	<ul style="list-style-type: none"> Acetatos alterados estructuralmente antes de ser sometidos a las pruebas.
--	---

7.4 Variables

Tabla 4. Tabla de variables

	VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	UNIDAD DE MEDICIÓN	ESCALA Y CATEGORÍAS	POSIBLE PRUEBA ESTADÍSTICA
Variables independientes	Essix ACE® de 0.8 mm	Acetato de Dentsply utilizado para la creación de alineadores dentales.			Cualitativa Nominal Dicotómica	
	Triflex® de 0.75 mm	Acetato de TD Orthodontics utilizado para la creación de alineadores dentales			Cualitativa Nominal Dicotómica	
	SORCIÓN ACUOSA	Proceso químico o físico que engloba absorción y adsorción, en el que el agua penetra tanto en el interior de las fases de material, así como en su superficie.	Medición antes y después del envejecimiento mediante una balanza analítica, para después obtenerlo mediante una fórmula matemática	Microgramos (µg)	Cuantitativa Por razón Continúa	Estadística descriptiva. T de Student de grupos dependientes e independientes
	TENSIÓN	Fuerza por unidad de área.	Mediante la prueba de tracción uniaxial	Megapascal es (MPa)	Cuantitativa Por razón Continúa	Estadística descriptiva. T de Student de grupos

Variables dependientes			se obtendrá el Módulo de Young			dependientes e independientes.
	FLEXIÓN	Es la resistencia que un cuerpo opone a ser doblado por una fuerza.	Medición del módulo de flexión	Newtons/milí metros cuadrados (N /mm ²)	Cuantitativa Por razón Continúa	Estadística descriptiva. T de Student de grupos dependientes e independientes.
	FT- IR	Evaluación de los cambios estructurales en pequeñas regiones de una muestra mediante el uso de rayos infrarrojos	Conforme a la comparación contra bibliotecas de referencia	Número de onda (cm ⁻¹)	Cualitativa Ordinal Dicotómica	

7.5 Concordancia y fiabilidad

Se estandarizó al alumno en las distintas mediciones por parte del docente encargado del equipo y responsable del proyecto, posteriormente se realizó una prueba piloto para evaluar las mediciones, primero intraobservador y posteriormente interobservador. Se utilizó la prueba estadística CCI (coeficiente de correlación intraclase o coeficiente r^2 de Pearson), esto para determinar la confiabilidad, reproductibilidad y concordancia entre las mediciones.

7.6 Ubicación espacio temporal

Las pruebas de sorción acuosa, flexión y tensión se llevaron a cabo en el laboratorio de Biomateriales de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.

La prueba de FTIR en la Dirección de Innovación y Transferencia de Conocimiento DITCO, de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.

8 PROCEDIMIENTOS, TÉCNICAS Y FUENTES DE RECOLECCIÓN.

8.1.1 Termoformado de los acetatos

1. Se verifica que todos los acetatos de las diferentes marcas provengan del mismo lote de fabricación y que hayan sido distribuidos por un proveedor autorizado para asegurarse de su originalidad.
2. Los acetatos Essix ACE® que se utilizaran son de un grosor de 0.8 mm y los de fabricación nacional de 0.75 mm. Los ejemplos de estos se pueden encontrar en la Imagen 2.
3. La temperatura ambiente en la que se realiza el termoformado es a 24.2 grados Celsius
4. Se crea una base plana de yeso sobre la cual se termoformaron los acetatos. Se puede observar como se realizó en la imagen 3.
5. Se le aplica separante al yeso.
6. Se remueve el film protector de los acetatos.
7. Se precalienta la termoformadora de marca Proform Keystone por 3 minutos.
8. Se sube el acetato y se calienta hasta que haya una deformación de entre 3/8 y 1/2 pulgada.
9. Se baja el acetato caliente hacia el yeso y se enciende el vacío por 30 segundos.
10. Se da un descanso de 15 minutos para el enfriamiento de la máquina entre muestra y muestra para poder asegurar la repetibilidad.
11. Se fabrican las muestras de ambas marcas con base en ASTM D882.

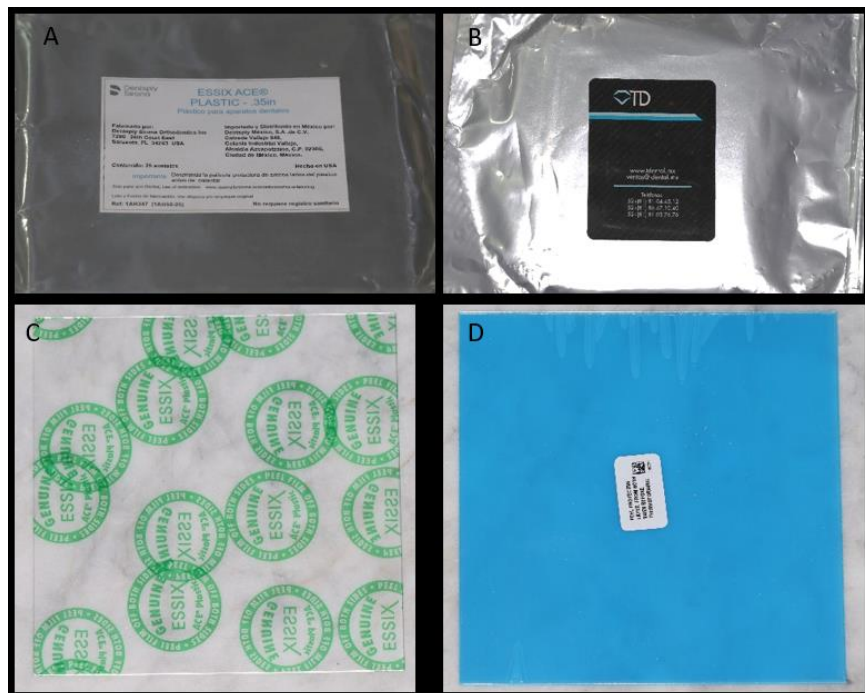


Imagen 2. A. Empaque de Essix ACE® distribuido por Dentsply Sirona®. B. Empaque de acetatos de fabricación nacional Triflex® distribuido por TD Orthodontics®. C. Acetato Essix ACE®. D. Acetato Triflex®.

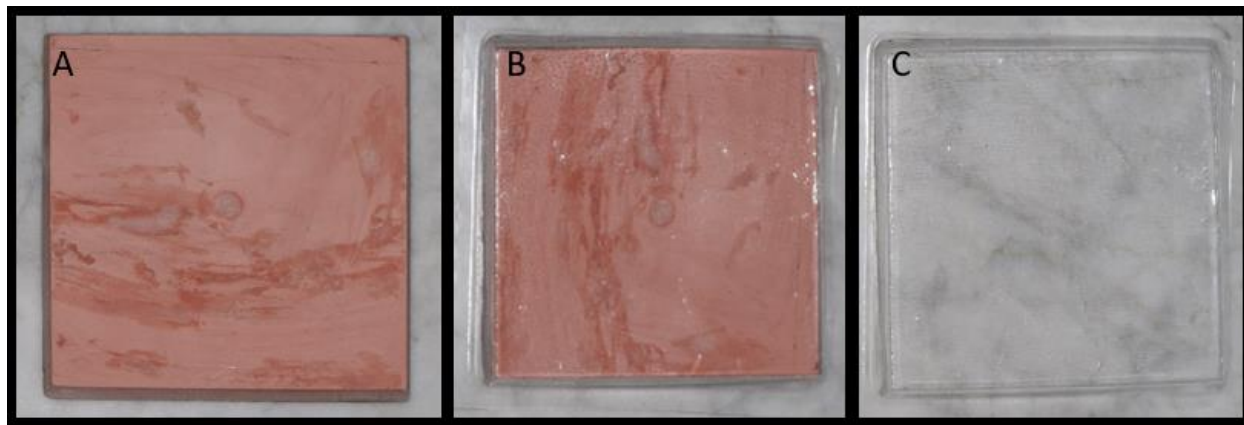


Imagen 3. A. Yeso plano para el termoformado de los acetatos. B. Acetato termoformado sobre el yeso. C. Acetato ya termoformado listo para extraer las muestras.

8.1.2 Sorción acuosa

De acuerdo con la norma ISO 20795-2 (2013) no hay limitación en el tamaño de la muestra, por lo que se utilizó muestras con las mismas dimensiones de la norma de ASTM D882 para las pruebas de sorción acuosa.

- 5 muestras de acetatos termoformados Essix ACE®
- 5 muestras de acetatos Triflex®

El total de 10 muestras, fueron desecadas a $37\text{ °C} \pm 1\text{ °C}$ por 24 horas y pesadas por una balanza analítica y se registró el peso en microgramos, posteriormente estas muestras fueron envejecidas a $37\text{ °C} \pm 1\text{ °C}$ y se midió su peso después de la inmersión por 7 días en solución estéril. Lo cual se puede observar en la imagen 4.

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

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

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 10 mediciones, una a cada una de las muestras.

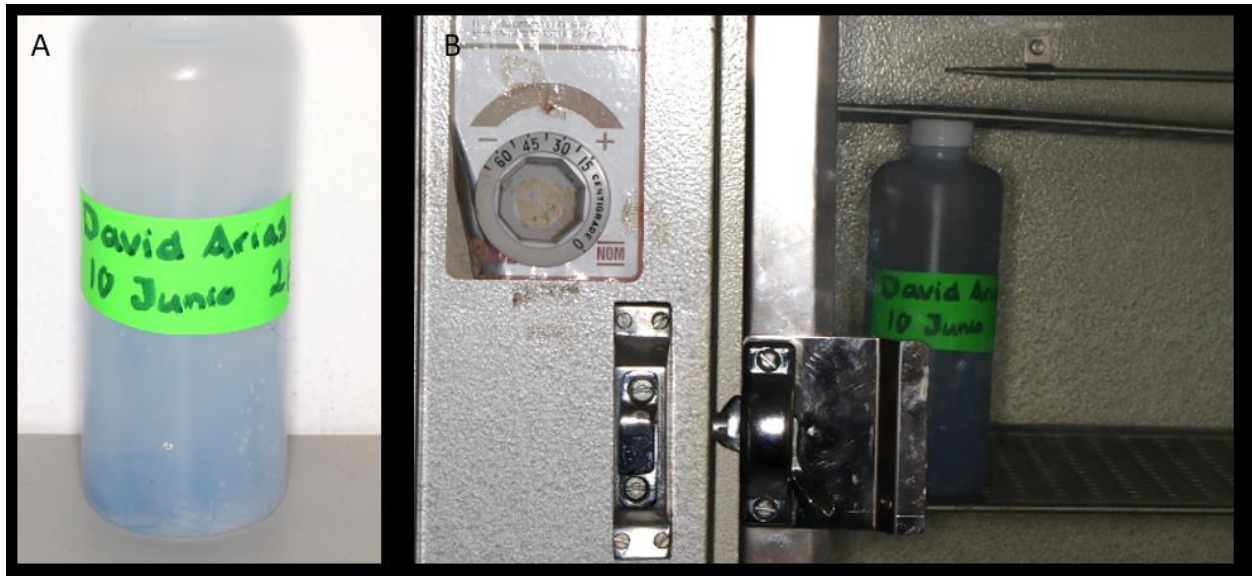


Imagen 4. A. Muestras en recipiente con solución estéril. B. Recipiente dentro de la estufa de secado a $37\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$.

8.1.3 Tensión

Se realizó la prueba de tracción uniaxial, ASTM D882 e ISO 527-3 para los especímenes de prueba, 5 de Essix ACE® y 5 de Triflex® y un igual número de especímenes que fueron sometidos a la prueba de simulación en medio acuoso por 7 días. Los especímenes fueron traccionados hasta el fallo. La muestra fue de 10 mm de ancho, por 100 mm de longitud (valores permisibles con la norma anteriormente mencionada) y con una distancia de donde se sostiene en la Instron separando ambos agarres de por lo menos 50 mm. Debido a que es un material isotrópico, solo se requiere una muestra de 5 especímenes. La velocidad de tracción se realizó con la mínima permitida por la Instron que fue de 5 milímetros por minuto.

La temperatura ambiente en la que se realizó la prueba de tensión fue a 23.8 grados Celsius

Tamaño de la muestra:

- 5 probetas de Essix ACE® termoformados y 5 que fueron sometidos a 7 días en medio acuoso a $37\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$ en la estufa de secado.

- 5 probetas de Triflex® termoformados y 5 que fueron sometidos a 7 días en medio acuoso a $37\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$ en la estufa de secado. Como se muestra en la imagen 5.

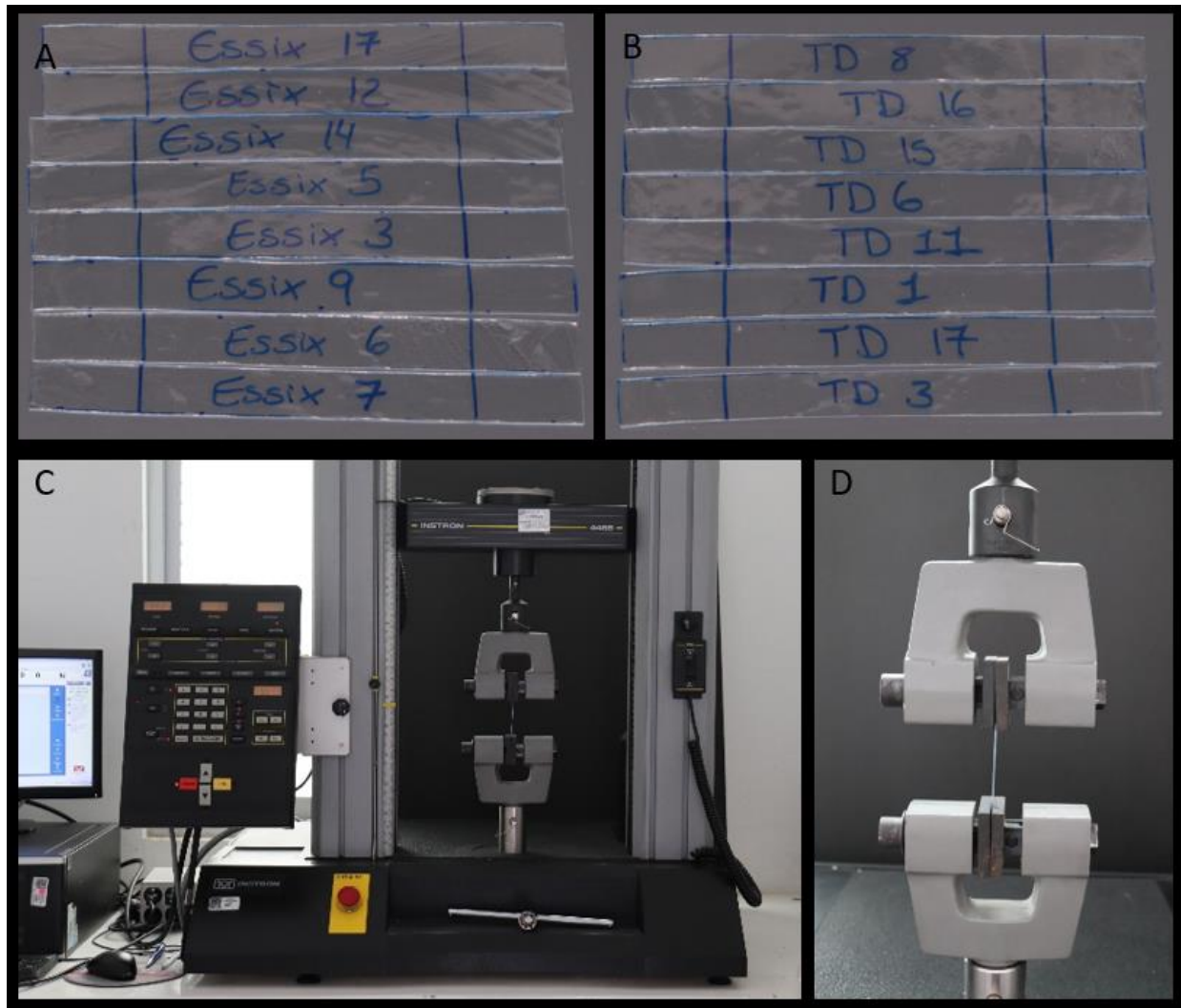


Imagen 5. A. Muestras de tensión Essix ACE®. B. Muestras de tensión Triflex®. C. Máquina Instron sobre la cual se realiza la prueba de tensión. D. Prueba de tensión siguiendo la norma ASTM D882.

8.1.4 Flexión

Siguiendo la Norma ASTM D790 e ISO 178, la medida de los especímenes es de 50.8 mm x 12.7 mm con un tramo de soporte de 25.4 mm. La carga se aplicó a tasas definidas por el tamaño de la muestra hasta que se produjo la fractura del material o hasta que la

tensión en las fibras alcanzó el 5%. Los polímeros no suelen romperse ante esta prueba por lo que se obtiene la medición de la resistencia a la flexión de estrés al 5 % de tensión. Se utilizó una velocidad de 1 milímetro por minuto, la cual es la mínima permitida por la Instron en las pruebas de flexión.

La temperatura ambiente en la que se realizó la prueba de flexión fue de 23.8 grados Celsius

Tamaño de la muestra:

- 5 probetas de Essix ACE® termoformados y 5 que fueron sometidas a 2 semanas en medio acuoso a $37\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$ en la estufa de secado.
- 5 probetas de Triflex® termoformados y 5 que fueron sometidas a 2 semanas en medio acuoso a $37\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$ en la estufa de secado.

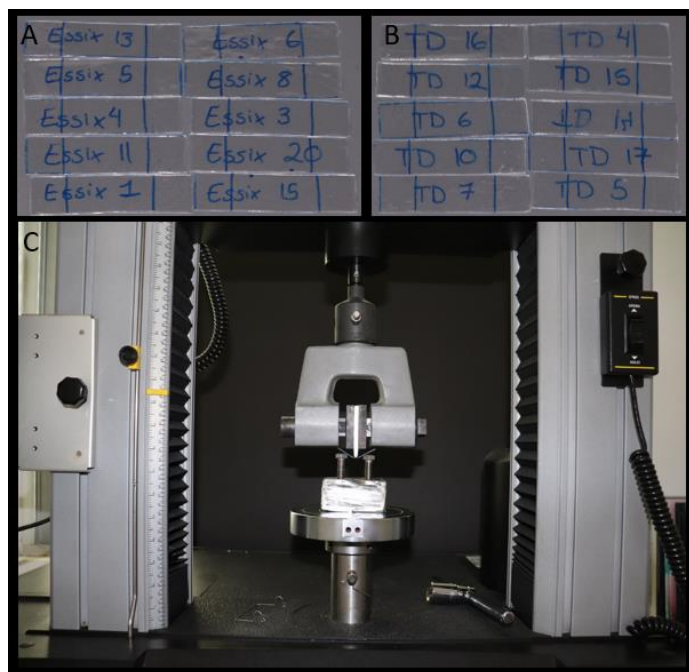


Imagen 6. A. Muestras de flexión de Essix ACE®. B. Muestras de flexión de Triflex®. C. Prueba de flexión realizada en la Instron siguiendo las normas ASTM D790.

8.1.5 Técnica FTIR

Se realizó muestras de 10x10mm de ambas marcas de acetatos para determinar cada uno de los componentes de estos.

Las pruebas fueron llevadas a cabo en la Dirección de Innovación y Transferencia de Conocimiento de la BUAP, donde se analizó en el Espectroscopio de rayos infrarrojos para observar el espectro de cada alineador, los resultados fueron comparados con los datos de la biblioteca SDBS Information (Spectral database for organic compounds).

Se realizó 20 mediciones, una a cada una de las muestras, que fueron 5 probetas de Essix ACE® y 5 probetas de Triflex®, y el mismo número de muestras para ambas marcas comerciales luego de la simulación de 7 días en ambiente acuoso.

9 Análisis Estadístico

El análisis estadístico se realizó en el programa Statgraphics Centurion 19. Para la sorción acuosa, flexión y tensión se realizaron las T de student pareadas y no pareadas. La T de student pareada se realizó sobre la misma marca evaluada antes y después de la inmersión en un medio acuoso por 7 días. Mientras tanto, la T de student no pareada se utilizó para comparar las dos marcas antes y luego de la inmersión en medio acuoso. El FTIR arrojó los enlaces moleculares de los polímeros, por lo cual estos enlaces se evaluaron mediante la estadística descriptiva únicamente. El resumen del análisis estadístico empleado se puede observar en la tabla 5.

Tabla 5. Descripción de las pruebas estadísticas a utilizar

Propiedad	Análisis estadístico
Sorción acuosa	Estadística descriptiva. T de Student pareada y no pareada
FT-IR	Estadística descriptiva
Flexión	Estadística descriptiva. T de Student pareada y no pareada
Tensión	Estadística descriptiva. T de Student pareada y no pareada

10 RESULTADOS

En el estudio se evaluó los valores de tensión para ambas marcas antes y luego de ser sometidos a un ambiente acuoso por 7 días. Todos los especímenes fueron sometidos a la fuerza de tracción en la máquina Instron® donde se utilizó una velocidad de tracción de 5 mm/min hasta el fallo, los soportes que se utilizaron para sostener las muestras eran propios de la Instron® por lo que se obtuvo un buen mecanismo de sujeción. Todas las pruebas fueron realizadas el mismo día con la máquina calibrada para evitar sesgos con respecto a la temperatura del ambiente y la calibración del equipo. Los valores fueron reportados por la máquina Instron® cuando las muestras fallaron ante la tracción, dichos valores fueron reportados en megapascales.

Los resultados se pueden observar en las tablas 6, 7 y la imagen 7. No se encontró diferencia significativa para el Essix ACE® antes y luego de la inmersión en medio acuoso. Sin embargo, el valor de tensión disminuyó significativamente para el Triflex® luego de la sorción acuosa, dicho valor bajó de 1299 MPa a 1084.32 MPa. Antes de la sorción acuosa no hubo diferencia significativa entre ambas marcas, pero si existió diferencia significativa entre el Essix ACE® y el Triflex® sometidos a 7 días en un medio acuoso, arrojó un valor mayor el Essix ACE® que el Triflex®. Se puede observar cómo los valores obtenidos aumentaron para el Essix ACE® luego de la sorción acuosa, mientras que disminuyó para el Triflex®.

Tabla 6. Tensión de Essix ACE® y Triflex® antes y después de sorción acuosa

Marca	Promedio de tensión (MPa)	Desviación Estándar (+/-)	(P)
Essix ACE®	1467.73	102.23	0.98
Essix ACE® sorción	1481.62	26.83	
Triflex®	1299.5	172.52	0.008
Triflex® sorción	1084.32	164.47	

Tabla 7. Tensión de Essix ACE® versus tensión de Triflex® antes y luego de sorción acuosa

Marca	Promedio (MPa)	Desviación Estándar (+/-)	(P)
Essix ACE®	1467.73	102.23	0.215
Triflex®	1299.5	172.52	
Essix ACE® sorción	1481.62	26.83	0.001

Triflex® sorción	1084.32	164.47	
-------------------------	---------	--------	--

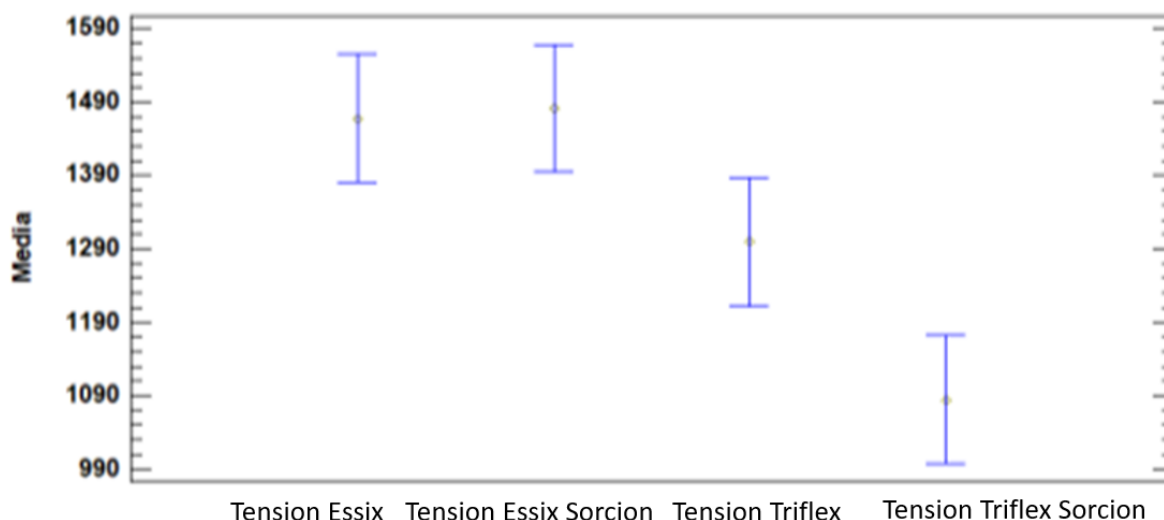


Imagen 7. Medias de los acetatos evaluados para la prueba de tensión.

Entre las características evaluadas para la flexión, la máquina Instron® arrojó la carga de rotura y el esfuerzo de flexión. Ambos valores fueron obtenidos mediante la misma prueba. Se creó un sujetador para las muestras que cumpliera con las dimensiones que establece la norma ASTM D790. Las muestras fueron sometidas a una prueba de tres puntos utilizando una punta propia de la maquina Instron®. Dicha fuerza fue aplicada en el centro del polímero en toda su extensión de ancho para asegurarse que fuera equitativa. Todas las pruebas fueron realizadas el mismo día para asegurarse que no hubiera sesgos como la temperatura o calibración del equipo.

Los valores para la carga de rotura se muestran en las tablas 8, 9 y la imagen 8. Se pudo observar que tanto el Essix ACE® como el Triflex® aumentaron sus valores en carga de rotura luego de 7 días en un medio acuoso, sin embargo, no hubo diferencias significativas entre ambas marcas, antes y luego de la sorción acuosa.

Tabla 8. Carga de rotura de Essix ACE® y Triflex® antes y después de sorción acuosa

Marca	Carga de Rotura (N)	Desviación Estándar (+/-)	(P)
Essix ACE®	23.9500	1.29551	0.985
Essix ACE® sorción	24.5280	3.32577	
Triflex®	23.8960	2.57380	0.997
Triflex® sorción	24.2180	2.95619	

Tabla 9. Carga de rotura de Essix ACE® versus carga de rotura de Triflex® antes y luego de sorción acuosa

Marca	Carga de Rotura (N)	Desviación Estándar (+/-)	(P)
Essix ACE®	23.9500	1.29551	1.0
Triflex®	23.8960	2.57380	
Essix ACE® sorción	24.5280	3.32577	0.998
Triflex® sorción	24.2180	2.95619	

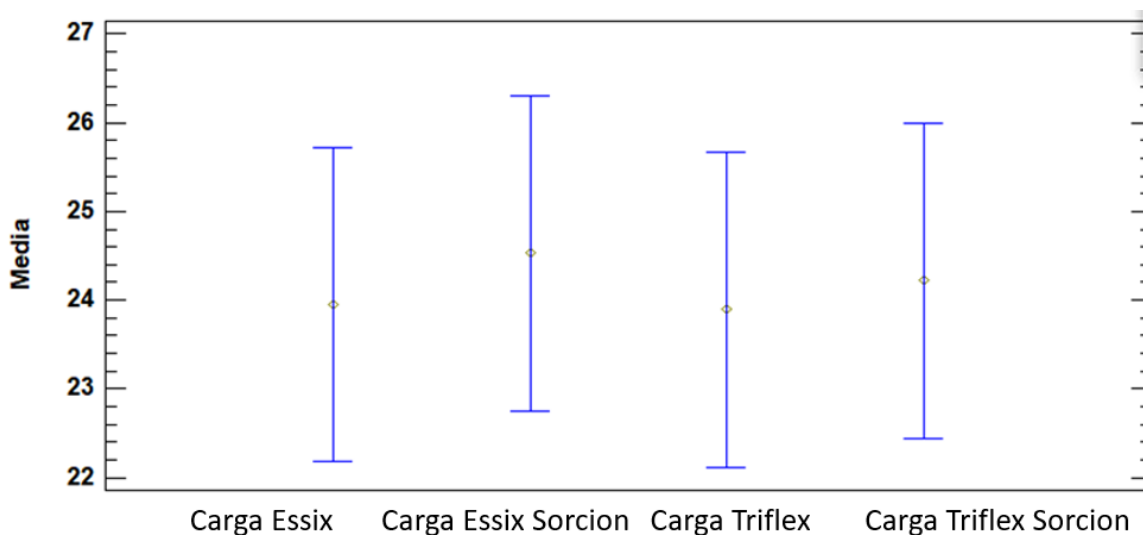


Imagen 8. Medias de los acetatos evaluados para carga de rotura.

Con respecto a los resultados de esfuerzo de flexión, como lo muestran las tablas 10, 11 y la imagen 9, se observó que el valor disminuyó para el Essix ACE® luego de la sorción acuosa, no obstante aumentó para el Triflex®. Sin embargo, no existió diferencia significativa luego del proceso de sorción y tampoco hubo diferencia significativa entre ambas marcas antes y después del proceso de sorción acuosa por 7 días.

Tabla 10. Esfuerzo de flexión de Essix ACE® y Triflex® antes y después de sorción acuosa

Marca	Esfuerzo de Flexión (MPa)	Desviación Estándar (+/-)	(P)
Essix ACE®	122.90	10.38	0.875
Essix ACE® sorción	121.78	11.01	
Triflex®	118.39	13.51	0.735
Triflex® sorción	121.49	14.32	

Tabla 11. Esfuerzo de flexión de Essix ACE® versus esfuerzo de flexión de Triflex® antes y luego de sorción acuosa

Marca	Esfuerzo de Flexión (MPa)	Desviación Estándar (+/-)	(P)
Essix ACE®	122.90	10.38	0.570
Triflex®	118.39	13.51	
Essix ACE® sorción	121.78	11.01	0.973

Triflex® sorción	121.49	14.32	
-------------------------	--------	-------	--

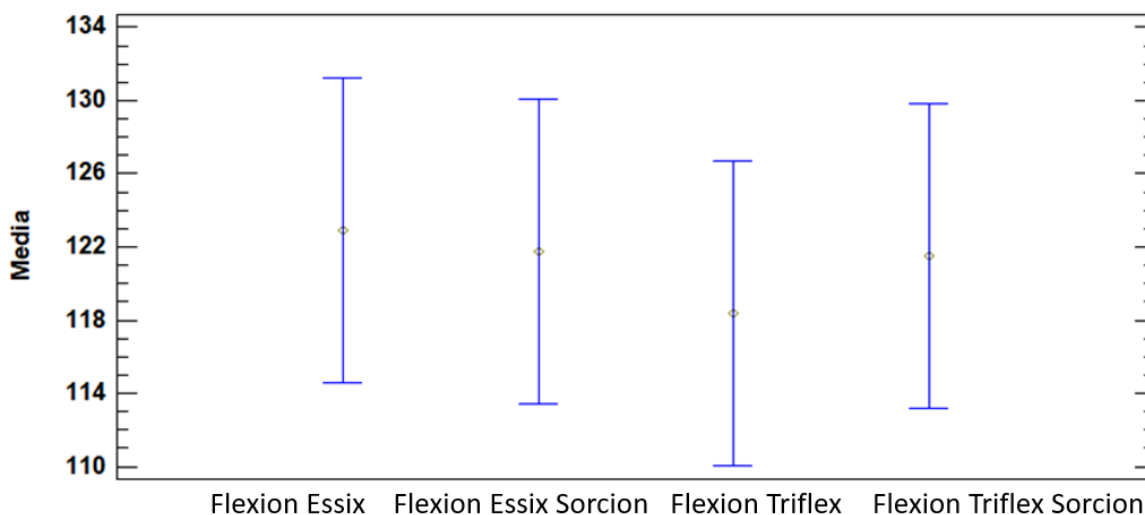


Imagen 9. Medias de los acetatos evaluados para el esfuerzo de flexión.

Para la prueba de sorción acuosa, las muestras fueron primeramente desecadas en la estufa de secado a $37\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$ por 24 horas y luego pesadas en la balanza analítica. Cada muestra se pesó 3 veces para asegurarse que el peso fuera el mismo. Luego las muestras fueron sumergidas en su totalidad en un recipiente con solución fisiológica durante 7 días en una estufa de secado a $37\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$. A diario se revisó que la temperatura no hubiese sido alterada. Al cabo de 7 días se procedió a secar dichas muestras, pesarlas en la balanza analítica y luego tabular los datos para poder realizar los cálculos para obtener el promedio de sorción acuosa.

Se pudo observar que el promedio de sorción fue de $5.66\text{ }\mu\text{g}/\text{mm}^3$ para el Essix ACE®, y $5.19\text{ }\mu\text{g}/\text{mm}^3$ para el Triflex®, obteniendo el Triflex® una menor sorción acuosa que el Essix ACE®, sin embargo, esta diferencia no fue significativa, como lo indica la tabla 12.

Tabla 12. Sorción Acuosa Essix ACE® versus sorción acuosa de Triflex®

Marca	Promedio Sorci3n ug/mm³	Desviaci3n Est3ndar (+/-)	(P)
Essix ACE®	5.66	0.23	0.27
Triflex®	5.18	0.87	

Para las pruebas de FTIR se cont3 con la ayuda de un ingeniero del DITCO. A dicho ingeniero se le proporcionaron 20 muestras, 5 antes y 5 luego de la sorci3n acuosa para cada marca. El ingeniero proporcion3 los valores y ayud3 a generar los gr3ficos de los resultados. Luego con ayuda de la biblioteca SDBS se procedi3 a caracterizar cada banda y de esta manera a poder diferencia que tipo de material era cada muestra.

La imagen 10 muestra el espectro de FTIR del Essix ACE®, mientras que la imagen 11 muestra el espectro de FTIR del Triflex®. Ambas marcas evaluadas muestran un espectro al FTIR id3ntico; se encontraron bandas caracter3sticas de CH (2947 cm⁻¹, 2935 cm⁻¹, 2862 cm⁻¹, 2866 cm⁻¹, 1404 cm⁻¹, 725 cm⁻¹, 952 cm⁻¹, 960 cm⁻¹), de un CH arom3tico (1446 cm⁻¹, 871 cm⁻¹), C-C-O- (1095 cm⁻¹, 1091 cm⁻¹, 1242 cm⁻¹), y C=O (1712 cm⁻¹). No hubo diferencias entre los acetatos que fueron sometidos a un medio acuoso por 7 d3as y los que no. Se logr3 observar que ambos materiales correspondieron a un PET-G (tereftalato de polietileno glicol).

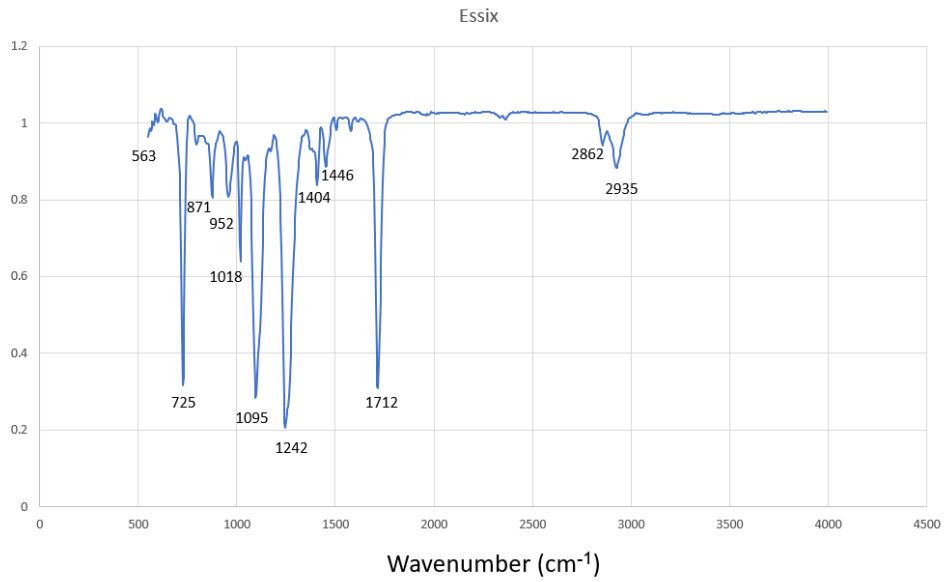


Imagen 10. FTIR de Essix ACE®

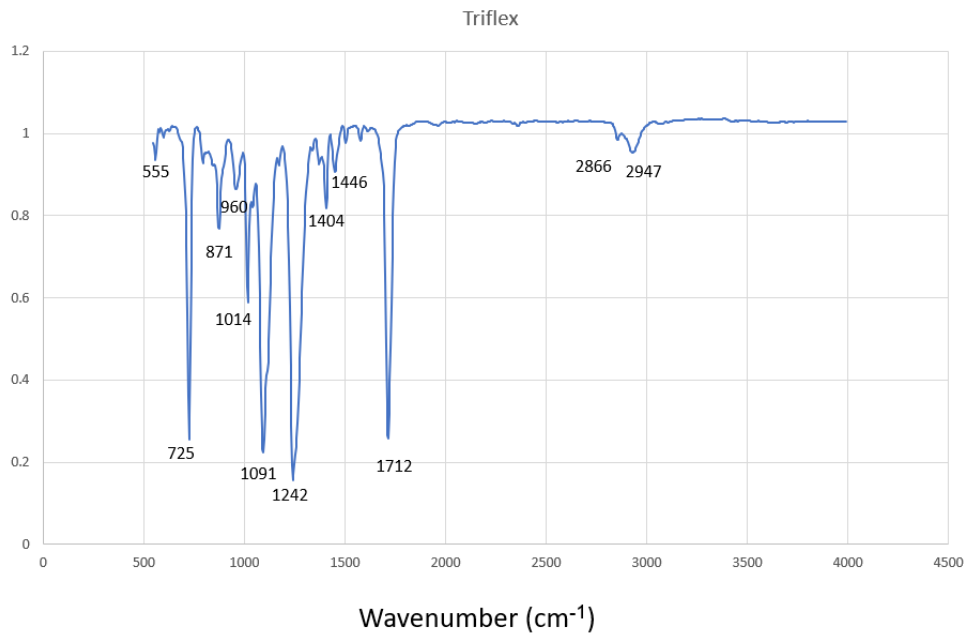


Imagen 11. FTIR de Triflex®

11 DISCUSIÓN

La ortodoncia, como otras áreas de la estomatología se ha visto impactada por los avances tecnológicos. La ortodoncia tradicional que se realizaba con brackets está siendo rápidamente reemplazada con alineadores capaces de realizar movimientos dentales. Sin embargo, para que dicho tratamiento sea predecible se requiere de materiales con propiedades óptimas para su uso en cavidad oral. Entre tantas compañías de alineadores dentales, resulta esencial evaluar los polímeros que se están utilizando para crear los alineadores.

Esto provee información para que el clínico pueda decidir sobre que polímero sería el ideal de utilizar para la fabricación de estos alineadores invisibles. Entre las características mas importantes de los alineadores se haya la sorción acuosa, ya que esta incide de manera directa sobre todas las otras propiedades de los polímeros; la tensión, la flexión y los constituyentes del polímero. Es por ello, que estas son las propiedades esenciales que fueron estudiadas en esta tesis.

11.1 Tensión

En el estudio de Shakir H y Kadhum S, se habla de cómo la propiedad más importante de los alineadores es la tensión. Un valor alto significa que la rigidez es mayor, generando mejores fuerzas y retención de los alineadores y por ende un movimiento dental más preciso. En su estudio evaluaron los materiales Clear aligner®, Leone® y Duran®, obtuvieron un módulo elástico de 2128 MPa, 1239.500 MPa y 2227 MPa, respectivamente⁷⁸.

Con respecto a la tesis se observó que el Essix ACE® tuvo un valor de tensión de, 1467.73 MPa, valor que aumentó luego de la sorción acuosa a 1481.62 MPa. El Triflex® obtuvo un valor de 1299.5 MPa, valor que cayó a 1084.32 MPa luego de la sorción acuosa. Se encontró una diferencia significativa entre ambas marcas. Tamburrino et al., también evaluaron la tensión de diferentes materiales, el acetato Duran® obtuvo un valor de 1693 MPa y luego de ser sometido a saliva artificial dicho valor se redujo a 1368 MPa. Para Biolon®, luego de la termoformación se obtuvo un valor de 1447 MPa, el cual subió

a 1519 MPa luego de la sorción acuosa. Por último, el Zendura® obtuvo un valor de 1730 MPa, que luego descendió a 1466 MPa en la simulación de medio oral.⁶⁸

Se habla de que la sorción acuosa puede afectar la propiedad de la tensión debido a que el agua tiene un efecto plastificante y la sorción de la misma afecta y disminuye la temperatura de transición cristalina, lo cual afecta sobre todo a polímeros amorfos como los utilizados para crear alineadores. La tensión tiene una dependencia lineal de la temperatura, cuando más cerca este el material a la temperatura de transición, menor será el módulo de tensión. Sin embargo, esto no afecta de la misma manera a cada marca, ya que como se observó en los resultados de la tesis para el Essix ACE® el módulo de tensión aumentó luego de la sorción acuosa, al contrario que para el Triflex®, el cual disminuyó.⁶⁸

Alexandropoulos A et al., investigó 4 marcas diferentes, Essix A+®, Essix ACE®, Clear Aligner® e Invisalign®. Él encontró valores de 2256 MPa para el Essix A+®, 2374 MPa para el Clear Aligner®, 2112 MPa para el Essix ACE® y 2467 MPa para Invisalign®⁴⁶. Golkhani et al., obtuvieron valores para el Essix Plus® de 1473 MPa, para el Duran Plus® de 2189 MPa, Essix ACE® de 1798 MPa y Zendura® de 1718 MPa. Cabe destacar que estos valores fueron luego del termoformado, donde significativamente disminuyeron sus propiedades, ya que el Essix ACE® sin termoformar obtuvo un módulo de Young de 2274 MPa⁷⁰. Hyun Ryu J et al., también evaluaron el Essix ACE®, dichos autores observaron como el módulo de tensión paso de ser de 2556.7 MPa a 1985 MPa luego del proceso de termoformado.⁷³

Se expone que el termoformado afecta las propiedades debido a un fenómeno de estiramiento, lo cual ocurre cuando el polímero se calienta y tensa como en el proceso del termoformado. Las cadena poliméricas se deslizan unas sobre otras, deshaciéndose, de modo que quedan alineadas con la dirección del estiramiento. Se habla de que el material estirado es más fuerte y rígido, sin embargo, los resultados expuestos en los estudios contradicen esto, probablemente debido a que también ocurre un adelgazamiento del material, y un menor grosor del material suele relacionarse con valores más bajos de tensión.⁶⁸

Dalaie K et al., realizaron las mismas observaciones, ya que ellos vieron que luego del termoformado, las propiedades físicas de los acetatos disminuyeron significativamente. Ellos obtuvieron módulos de 2000 MPa para el Duran® y 1400 MPa para el Erkodur®.⁷² Zinelis S et al., evaluó las propiedades, pero de alineadores impresos, obteniendo valores de entre 2491.2 MPa a los 2696.3 MPa, probablemente, debido a que estos alineadores no sufren las deformaciones del termoformado, es por lo cual se puede explicar estas mejores propiedades.⁶⁶

En el estudio de Fang D et al., se encontró que el alineador de Invisalign LD30® obtuvo un módulo elástico de 842 MPa en estadio inicial, y este valor bajo a 806 MPa luego de 2 semanas de uso⁸³. En el estudio de Inoue S et al., el Essix A+® tuvo un módulo elástico de 731.46 MPa, el Duran® obtuvo un módulo de 710.51 MPa, Erkodur® con un módulo elástico de 689.78 MPa, mientras que el Essix C+® obtuvo un módulo elástico de 498.97 MPa⁷⁷. En el estudio de Ryokawa H et al., el módulo elástico más alto fue obtenido por el Imprelon S®, el cual estuvo entre los 600 y 700 MPa, mientras que el Bioplast® obtuvo el módulo elástico más bajo, incluso por debajo de los 50 MPa⁷⁹.

Como se puede observar, incluso una misma marca como el Essix ACE® puede obtener diferentes módulos de Young en diferentes estudios. Se piensa que esto es debido al método de almacenamiento, el modelo de la máquina que se utiliza para evaluar dicha propiedad, si la medición se realizó antes o después del termoformado y si se realizó un proceso de sorción acuosa. Es vital evaluar dicha propiedad luego del termoformado, ya que como se pudo demostrar, todos los artículos hablan de que se reduce el módulo de elasticidad de manera significativa luego del termoformado; sin embargo, no sucede lo mismo luego de la simulación en ambiente acuoso, como lo demostró la tesis, donde el módulo de elasticidad incrementó para el Essix ACE® luego de 7 días de inmersión en un medio acuoso, mientras que disminuyó significativamente para el Triflex®.

Debido a lo mencionado anteriormente, se puede deducir que el Essix ACE® posee mejores propiedades de tensión que el Triflex®. Ambos actuarán de una manera similar al insertarse en boca; sin embargo, el Triflex® modificará más sus propiedades a lo largo del tiempo debido a la sorción acuosa. No obstante, los valores de ambas marcas se encuentran en el rango de los valores encontrados en la literatura, incluso con módulos

de elasticidad más altos que los de Invisalign®, por lo que pareciese que ambas marcas podrían desempeñarse de una manera adecuada a nivel oral.

11.2 Flexión

Con respecto a otras propiedades, ambas marcas obtuvieron un valor a la carga de rotura casi idéntico, siendo de 24.52 N para el Essix ACE®, y de 24.21 N para el Triflex®, ambos valores luego de la sorción acuosa. Ante la flexión, dicha propiedad disminuyó para el Essix ACE® de 122.90 MPa a 121.78 MPa luego de la sorción acuosa; sin embargo, aumentó para el Triflex® de 118.39 MPa a 121.48 MPa, aunque no se encontró diferencia significativa. Ningún estudio encontrado en la literatura evaluó la carga de rotura para alineadores, pero si la flexión.

Alexandropoulos A et al., encontró ante la flexión, un valor de 100 MPa para el Essix A+® y Clear aligner®, 91.8 MPa para el Essix ACE® y 117.8 MPa para Invisalign®⁴⁶. Zinelis S et al., observaron que los alineadores impresos con 5 impresoras 3D distintas arrojaron valores de flexión de entre los 100 MPa y los 108.5 MPa. Hyun Ryu J et al., evaluaron como afecta el termoformado a la flexión de diferentes acetatos. Ellos observaron como para el Duran® dicho valor paso de 173 MPa a 106.6 MPa, para el eCligner® de 182.3 MPa a 103 MPa, para el Essix A+® de 186.5 MPa a 104 MPa, y para el Essix ACE® de 168.5 MPa a 105.6 MPa, ellos lograron observar diferencias significativas luego del termoformado, produciéndose una disminución de la flexión.⁷³

En el estudio de Lombardo L et al., se realizó la prueba de flexión al alineador F22® en un grosor de 0.75 mm y se obtuvo 81.36 MPa, el Duran® con el mismo grosor obtuvo 77.04 MPa, el Erkoloc-Pro® de 1 mm de grosor obtuvo 31.53 MPa, y por último el Durasoft® de 1.2 mm de grosor 27.57 MPa.⁷⁵ Estos valores obtenidos por diversos autores evidencian como el Essix ACE® y el Triflex® evaluados en esta tesis, lograron superar a todos los valores obtenidos por otros autores, evidenciando que la propiedad de flexión de ambas marcas se comporta de manera adecuada, incluso luego de ser sometido a un ambiente acuoso.

11.3 Sorción acuosa

Con respecto a la sorción acuosa en este trabajo, el Essix ACE® tuvo un promedio de sorción de 5.66 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ mientras que el Triflex® fue de 5.19 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$; de igual manera que en los valores anteriores, no se obtuvo una diferencia significativa entre las 2 marcas. Hyun Ryu J et al., evaluaron la sorción acuosa para el Duran®, Essix A+®, eCligner® y Essix ACE®, hallando valores de entre 9 y 12 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$.⁷³ Daniel V et al., encontró una sorción acuosa de 9 a 18 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ luego de una inmersión en medio acuoso por 72 horas, en progresión de Essix ACE®, a Invisalign®, Ghost Aligner®, Erkodur® y Zendura FLX®⁷⁴.

Inoue S et al., evaluaron las propiedades del Essix A+®, Essix C+®, Duran® y Erkodur® en grosores de 1 mm. Luego de dos semanas en el medio acuoso se encontró como resultado 11.51 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ para el Essix A+®, 11.83 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ para el Duran®, 9.809 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ para el Erkodur® y finalmente 0.8655 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ para el Essix C+®.⁷⁷ Si se contrastan estos valores, con respecto a los resultados obtenidos, se puede observar como la sorción acuosa del Essix ACE® y el Triflex® es menor a la reportada en la literatura, siendo esto beneficioso, ya que como se evidenció anteriormente, entre mayor sorción, mayor alteración de las propiedades del alineador, y menos estabilidad a nivel oral.

11.4 FTIR

Alexandropoulos A et al., observó que Essix A+®, Essix ACE® y Clear Aligner® eran un PET-G, mientras que Invisalign® era a base de un poliuretano.⁴⁶ Fang D et al., sometió a Invisalign® a FTIR encontrado que el material es un polímero basado en poliuretano y dicho polímero se mantuvo estable luego de 2 semanas en el medio oral.⁸³ Daniele V et al., encontraron por medio del ATR-FTIR que el Essix ACE®, el Erkodur® y el Ghost Aligner® son un PET-G, mientras que el Zendura FLX® e Invisalign® son un poliuretano semirrígido.⁷⁴ En el estudio de Condo R et al., se encontró que el material EX30® y el LD30® de Invisalign están compuestos de manera similar, basados en un espectro de poliuretano.⁸⁴

Durante el análisis del FTIR en esta tesis se observó cómo tanto el material Essix ACE® como el Triflex® poseen un espectro idéntico al material de tereftalato de polietileno glicol

(PET-G), como el que se utiliza en los retenedores de ortodoncia, siendo esto coincidente con lo visto en artículos previos. No hubo modificación de dichos acetatos luego de una inmersión acuosa por 7 días, por lo que se pueden recomendar a nivel oral, ya que pareciera que no se da pérdida del material a lo largo del tiempo y es estable.

11.5 Resumen de las propiedades evaluadas

Se puede deducir con los valores obtenidos que el Triflex® es un polímero que puede ser utilizado en alternativa al Essix ACE®. No hubo diferencias en cuanto al FTIR, sorción acuosa, carga de rotura y flexión. La única diferencia hallada se encontró con respecto al módulo de tensión arrojando valores mejores el Essix ACE®; no obstante, el Triflex® mostro valores mejores que Invisalign® que podría ser considerado como el “*gold standard*” en estas mediciones. Por ende, el Triflex® es un material capaz de reemplazar al Essix ACE® a nivel clínico en la creación de alineadores dentales.

12 CONCLUSIONES

Se observó que el módulo de tensión aumentó luego de 7 días en ambiente acuoso para el Essix ACE®, mientras que disminuyó para el Triflex®, arrojando una diferencia significativa luego de la sorción acuosa, siendo la tensión mayor para el Essix ACE®.

No se encontró diferencia significativa en la carga de rotura y el esfuerzo de flexión antes y luego de que ambos polímeros fueran sometidos 7 días en un medio acuoso. De la misma manera, no hubo diferencia significativa en la sorción acuosa entre el Essix ACE® y el Triflex®. Durante el análisis del FTIR se observó como tanto el material Essix ACE® como el Triflex® poseen un espectro idéntico al tereftalato de polietileno glicol (PET-G).

Pareciera ser que el material Triflex® posee propiedades similares al Essix ACE®, ya que ambos son un PET-G, por lo tanto, se concluye que el Triflex® podría reemplazar al Essix ACE® en la creación de alineadores dentales y por ende se aprueba la hipótesis de investigación.

13 RECOMENDACIONES

Se determina que todos los estudios que se realicen de polímeros para crear alineadores dentales deben de ser realizados en polímeros ya termoformados luego de una simulación en un ambiente acuoso y siguiendo las normas establecidas. En este caso, los autores encuentran que las guías ASTM son las que mejor se aplican al estudio de polímeros termoplásticos.

Cabe recalcar que diversos artículos evaluando el mismo compuesto arrojan diferentes resultados, por lo que no es comparable los resultados obtenidos en esta tesis con los de los artículos publicados, ya que pareciese que hay diferencias según la máquina utilizada para hacer las pruebas, al igual que muy pocos estudios utilizan las medidas ASTM para la evaluación de sus materiales y los evalúan de manera subjetiva, sin apearse a normas. Por lo que es esencial probar las propiedades de materiales utilizando normas que establezcan parámetros claros para que los resultados sean comparables entre sí.

14 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Wahl N. Orthodontics in 3 millennia. Chapter 1: Antiquity to the mid-19th century. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005 Feb;127(2):255-9. doi: 10.1016/j.ajodo.2004.11.013. PMID: 15750547.
2. Wahl N. Orthodontics in 3 millennia. Chapter 2: entering the modern era. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005 Apr;127(4):510-5. doi: 10.1016/j.ajodo.2005.01.002. PMID: 15821696.
3. Wahl N. Orthodontics in 3 millennia. Chapter 3: The professionalization of orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005 Jun;127(6):749-53. doi: 10.1016/j.ajodo.2005.04.001. PMID: 15953901.
4. Wahl N. Orthodontics in 3 millennia. Chapter 4: the professionalization of orthodontics (concluded). *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005 Aug;128(2):252-7. doi: 10.1016/j.ajodo.2005.06.001. PMID: 16102412.
5. Philippe J. La préhistoire de l'orthodontie [The prehistory of orthodontics]. *Orthod Fr.* 2015 Jun;86(2):197-200. French. doi: 10.1051/orthodfr/2015015. Epub 2015 Jun 26. PMID: 26337097
6. Kesling HD. The philosophy of the tooth positioning appliance. *Am J Orthod Oral Surg.* 1945;31:297-304.
7. Putrino A, Barbato E, Galluccio G. Clear Aligners: Between Evolution and Efficiency-A Scoping Review. *Int J Environ Res Public Health.* 2021 Mar 11;18(6):2870. doi: 10.3390/ijerph18062870. PMID: 33799682; PMCID: PMC7998651.
8. Li Y, Jacox LA, Little SH, Ko CC. Orthodontic tooth movement: The biology and clinical implications. *Kaohsiung J Med Sci.* 2018 Apr;34(4):207-214. doi: 10.1016/j.kjms.2018.01.007. Epub 2018 Feb 3. PMID: 29655409.
9. Masella RS, Meister M. Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 Apr;129(4):458-68. doi: 10.1016/j.ajodo.2005.12.013. PMID: 16627170.
10. Nanda R. *Esthetics and Biomechanics in Orthodontics.* 2ed. St. Louis Missouri. ELSEVIER. 2015. (5) Biological Mechanisms in Orthodontic Tooth Movement. (90-93).

11. Marañón-Vásquez GA, Barreto LSDC, Pithon MM, Nojima LI, Nojima MDCG, Araújo MTS, Souza MMG. Reasons influencing the preferences of prospective patients and orthodontists for different orthodontic appliances. *Korean J Orthod.* 2021 Mar 25;51(2):115-125. doi: 10.4041/kjod.2021.51.2.115. PMID: 33678627; PMCID: PMC7940807.
12. Galan-Lopez L, Barcia-Gonzalez J, Plasencia E. A systematic review of the accuracy and efficiency of dental movements with Invisalign®. *Korean J Orthod.* 2019 May;49(3):140-149. doi: 10.4041/kjod.2019.49.3.140. Epub 2019 May 21. PMID: 31149604; PMCID: PMC6533182.
13. Fujiyama K, Honjo T, Suzuki M, Matsuoka S, Deguchi T. Analysis of pain level in cases treated with Invisalign aligner: comparison with fixed edgewise appliance therapy. *Prog Orthod.* 2014 Nov 22;15(1):64. doi: 10.1186/s40510-014-0064-7. PMID: 25416143; PMCID: PMC4240829.
14. Azaripour A, Weusmann J, Mahmoodi B, Peppas D, Gerhold-Ay A, Van Noorden CJ, Willershausen B. Braces versus Invisalign®: gingival parameters and patients' satisfaction during treatment: a cross-sectional study. *BMC Oral Health.* 2015 Jun 24;15:69. doi: 10.1186/s12903-015-0060-4. PMID: 26104387; PMCID: PMC4478712.
15. White DW, Julien KC, Jacob H, Campbell PM, Buschang PH. Discomfort associated with Invisalign and traditional brackets: A randomized, prospective trial. *Angle Orthod.* 2017 Nov;87(6):801-808. doi: 10.2319/091416-687.1. Epub 2017 Jul 28. PMID: 28753032; PMCID: PMC8317568.
16. Fang X, Qi R, Liu C. Root resorption in orthodontic treatment with clear aligners: A systematic review and meta-analysis. *Orthod Craniofac Res.* 2019 Nov;22(4):259-269. doi: 10.1111/ocr.12337. Epub 2019 Aug 29. PMID: 31323701.
17. Lagravère MO, Flores-Mir C. The treatment effects of Invisalign orthodontic aligners: a systematic review. *J Am Dent Assoc.* 2005 Dec;136(12):1724-9. doi: 10.14219/jada.archive.2005.0117. PMID: 16383056.
18. Papadimitriou A, Mousoulea S, Gkantidis N, Kloukos D. Clinical effectiveness of Invisalign® orthodontic treatment: a systematic review. *Prog Orthod.* 2018 Sep

- 28;19(1):37. doi: 10.1186/s40510-018-0235-z. PMID: 30264270; PMCID: PMC6160377.
19. Papageorgiou SN, Koletsi D, Iliadi A, Peltomaki T, Eliades T. Treatment outcome with orthodontic aligners and fixed appliances: a systematic review with meta-analyses. *Eur J Orthod.* 2020 Jun 23;42(3):331-343. doi: 10.1093/ejo/cjz094. PMID: 31758191.
 20. Bakdach WMM, Haiba M, Hadad R. Changes in surface morphology, chemical and mechanical properties of clear aligners during intraoral usage: A systematic review and meta-analysis. *Int Orthod.* 2022 Mar;20(1):100610. doi: 10.1016/j.ortho.2022.100610. Epub 2022 Jan 26. PMID: 35090857.
 21. Chen Y, Chan LY, Yao CC. Clear Aligner Treatment with “In-Office” Virtual Model Set-Up and 3D Printing. *JDOC.* 2017 (3):1-5. doi:10.15436/2379-1705.17.1418.
 22. Mercedes J, Ancheita M, Olmedo V, González P, Martínez G, Barraza L. Universalidad de los servicios de salud en México. *Salud pública Méx [revista en la Internet].* 2013; 5: 1-64. Disponible en: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0036-36342013000600001&lng=es.
 23. Ghafari J. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. *Angle Orthod.* 1992 Summer;62(2):145-52. doi: 10.1043/0003-3219(1992)062<0145:PAWCBS>2.0.CO;2. PMID: 1626749.
 24. Birnie D. Ceramic brackets. *Br J Orthod.* 1990 Feb;17(1):71-4. doi: 10.1179/bjo.17.1.71. PMID: 2178681.
 25. Singh P, Cox S. Lingual orthodontics: an overview. *Dent Update.* 2011 Jul-Aug;38(6):390-5. doi: 10.12968/denu.2011.38.6.390. PMID: 21905352.
 26. Auluck A. Lingual orthodontic treatment: what is the current evidence base? *J Orthod.* 2013 Sep;40 Suppl 1:S27-33. doi: 10.1179/1465313313Y.0000000073. PMID: 24005948.
 27. Khattab TZ, Hajeer MY, Farah H. Evaluation of the C-lingual Retractor and the Conventional Lingual Orthodontic Brackets in Terms of Speech Performance and Oral Discomfort: A Randomized Controlled Trial. *Cureus.* 2022 Apr

- 2;14(4):e23752. doi: 10.7759/cureus.23752. PMID: 35402116; PMCID: PMC8980254.
28. Hohoff A, Stamm T, Ehmer U. Comparison of the effect on oral discomfort of two positioning techniques with lingual brackets. *Angle Orthod.* 2004 Apr;74(2):226-33. doi: 10.1043/0003-3219(2004)074<0226:COTEEO>2.0.CO;2. PMID: 15132449.
29. Slater RD. Speech and discomfort during lingual orthodontic treatment. *J Orthod.* 2013 Sep;40 Suppl 1:S34-7. doi: 10.1179/1465313313Y.0000000059. PMID: 24005949.
30. Caniklioglu C, Oztürk Y. Patient discomfort: a comparison between lingual and labial fixed appliances. *Angle Orthod.* 2005 Jan;75(1):86-91. doi: 10.1043/0003-3219(2005)075<0086:PDACBL>2.0.CO;2. PMID: 15747820.
31. Marya A, Venugopal A, Vaid N, Alam MK, Karobari MI. Essential Attributes of Clear Aligner Therapy in terms of Appliance Configuration, Hygiene, and Pain Levels during the Pandemic: A Brief Review. *Pain Res Manag.* 2020 Dec 8;2020:6677929. doi: 10.1155/2020/6677929. PMID: 33488889; PMCID: PMC7787809.
32. White DW, Julien KC, Jacob H, Campbell PM, Buschang PH. Discomfort associated with Invisalign and traditional brackets: A randomized, prospective trial. *Angle Orthod.* 2017 Nov;87(6):801-808. doi: 10.2319/091416-687.1. Epub 2017 Jul 28. PMID: 28753032.
33. Tozlu M, Özdemir F. In-house Aligners: Why We Should Fabricate Aligners in Our Clinics? *Turk J Orthod.* 2021 Sep;34(3):199-201. doi: 10.5152/TurkJOrthod.2021.21157. PMID: 35110191; PMCID: PMC8939850.
34. Jaggy F, Zinelis S, Polychronis G, Patcas R, Schätzle M, Eliades G, Eliades T. ATR-FTIR Analysis and One-Week Stress Relaxation of Four Orthodontic Aligner Materials. *Materials (Basel).* 2020 Apr 16;13(8):1868. doi: 10.3390/ma13081868. PMID: 32316154; PMCID: PMC7215293.
35. Martina S, Rongo R, Bucci R, Razionale AV, Valletta R, D'Antò V. In vitro cytotoxicity of different thermoplastic materials for clear aligners. *Angle Orthod.*

- 2019 Nov;89(6):942-945. doi: 10.2319/091718-674.1. Epub 2019 Apr 4. PMID: 30945933.
36. Premaraj T, Simet S, Beatty M, Premaraj S. Oral epithelial cell reaction after exposure to Invisalign plastic material. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;145:64–71.
37. Iliadi A, Koletsi D, Papageorgiou SN, Eliades T. Safety Considerations for Thermoplastic-Type Appliances Used as Orthodontic Aligners or Retainers. A Systematic Review and Meta-Analysis of Clinical and In-Vitro Research. *Materials (Basel).* 2020 Apr 14;13(8):1843. doi: 10.3390/ma13081843. PMID: 32295303; PMCID: PMC7215465.
38. Tektas S, Thurnheer T, Eliades T, Attin T, Karygianni L. Initial Bacterial Adhesion and Biofilm Formation on Aligner Materials. *Antibiotics (Basel).* 2020 Dec 15;9(12):908. doi: 10.3390/antibiotics9120908. PMID: 33333723; PMCID: PMC7765154.
39. Chen L. Colour Stabilities of three types of orthodontic clear aligners exposed to staining agents . *International Journal of Oral Science.* 2016; 8: 246-253
40. Ren C, Li X, Wang Z, Wang H, Bai Y. [Measurement of orthodontic forces exerted on the upper right central incisor with the increase of the distance of tooth movement and thickness of the aligner]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2014 Mar;49(3):177-9. Chinese. PMID: 24820787.
41. Edelmann A, English JD, Chen SJ, Kasper FK. Analysis of the thickness of 3-dimensional-printed orthodontic aligners. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2020 Nov;158(5):e91-e98. doi: 10.1016/j.ajodo.2020.07.029. PMID: 33131570.
42. Safety Data Sheet Triflex. Estados Unidos de America: SAWBROS Industry ; 2019 pp. 1–7.
43. Essix ACE® Plastic. DIRECTIONS FOR USE INSTRUCCIONES DE USO. MODE D'EMPLOI ISTRUZIONI PER L'USO. GEBRAUCHSANWEISUNG. Florida, USA. Dentsply Sirona. 2019. 1-2.
44. Simon M, Keilig L, Schwarze J, Jung BA, Bourauel C. Treatment outcome and efficacy of an aligner technique regarding incisor torque, premolar derotation and molar distalization. *BMC Oral Health* 2014;14:68

45. Kravitz ND, Kusnoto B, BeGole E, Obrez A, Agran B. How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2009;135:27e35.
46. Alexandropoulos A, Al Jabbari YS, Zinelis S, Eliades T. Chemical and mechanical characteristics of contemporary thermoplastic orthodontic materials. *Aust Orthod J* 2015; 31:165e70.
47. Ryokawa H, Miyazaki Y, Fujishima A, Miyazaki T, Maki K. The mechanical properties of dental thermoplastic materials in a simulated intraoral environment. *Orthod Waves* 2006; 165:64e72.
48. Fang D, Zhang N, Chen H, Bai Y. Dynamic stress relaxation of orthodontic thermoplastic materials in a simulated oral environment. *Dent Mater J* 2013; 32:946e51.
49. Kohda N, Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Ahluwalia KS, Mizoguchi I. Effects of mechanical properties of thermoplastic materials on the initial force of thermoplastic appliances. *Angle Orthod* 2013; 83:476e83.
50. Vardimon AD, Robbins D, Brosh T. In-vivo von Mises strains during Invisalign treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2010; 138:399e409.
51. Gardner GD, Dunn WJ, Taloumis L. Wear comparison of thermoplastic materials used for orthodontic retainers. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2003; 124:294e7.
52. Osorio M, Henao L, Velasquez J, Cañas A, Restrepo L, Gañan P, Zuluaga R, Ortiz I, Castro C. Biomedical applications of polymeric biomaterials. *DYNA*. 2017 Jun; 84 (201): 241-252.
53. Cervera R, Blanco E. *Mecánica de estructuras, Libro 1*. 2001. Resistencia de Materiales, 2da edición. UPC. Barcelona, España: 215 pp.
54. R Shuttleworth. *The Surface Tension of Solids*. Proceedings of the Physical Society. Section A, Volume 63, Number 5. 1950.
55. Belendez T. Estudio de la flexión de una viga de material elástico no lineal. *Rev. Bras. Ensino Fís.* 2002. 24 (4): 1-9
56. Arasi AY, Jeyakumari JLL, Sundaresan B, Dhanalakshmi V, Anbarasan R. *Ftir Spectroscopy: A Useful Tool for Structural Determination of Polyaniline and its*

- Nanocomposites. *Polymers and Polymer Composites*. 2009;17(7):411-421. doi:10.1177/096739110901700703
57. Li G-Y, Koenig JL. FTIR Mapping: Polymer Swelling and Solvent Segregation in Benzene/Cyclohexane-Polyisoprene Rubber System. *Journal of Elastomers & Plastics*. 2004;36(1):33-44. doi:10.1177/0095244304039429
58. Oka H, Tokunaga Y, Masuda T, Kiso H, Yoshimura H. Characterization of Local Structures in Flexible Polyurethane Foams by Solid-state NMR and FTIR Spectroscopy. *Journal of Cellular Plastics*. 2006;42(4):307-323. doi:10.1177/0021955X06063516
59. Piqué T. Uso de la espectroscopia infraroja por transformada de Fourier FTIR en el estudio de la hidratación del cemento. *Concreto y cemento investigación y desarrollo*. 2012. (3) 2: 62 -73
60. Hernández CA, Aranzazú MG. Características y propiedades físico químicas de las saliva: Una revisión. *Revista UstaSalud*.(2012/12); 11:101-111.
61. Barreto SER, Carruitero HMJ. Efecto de la aparatología ortodóntica fija sobre el flujo y la viscosidad salival. *Rev Mex Ortodon*. 2015;3(3):186-190. Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005; 127(4):403–412.
62. Ahn HW, Ha HR, Lim HN, Choi S (2015) Effects of aging procedures on the molecular, biochemical, morphological, and mechanical properties of vacuum-formed retainers. *J Mech Behav Biomed Mater* 51:356–366
63. González G, JM. Limpieza bucodental mediante técnicas de adsorción con material desechable. Nueva alternativa de higiene oral. *Avances en odontoestomatología*. 2014; 30 (6): 299-305).
64. Jindal P, Juneja M, Siena FL, Bajaj D, Breedon P. Mechanical and geometric properties of thermoformed and 3D printed clear dental aligners. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2019 Nov;156(5):694-701. doi: 10.1016/j.ajodo.2019.05.012. PMID: 31677678.
65. Milovanović A, Sedmak A, Golubović Z, Mihajlović KZ, Žurkić A, Trajković I, Milošević M. 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;119:104494. doi: 10.1016/j.jmbbm.2021.104494. Epub 2021 Mar 26. Erratum in: J Mech Behav Biomed Mater. 2021 Aug;120:104581. PMID: 33813333.
66. Zinelis S, Panayi N, Polychronis G, Papageorgiou SN, Eliades T. Comparative analysis of mechanical properties of orthodontic aligners produced by different contemporary 3D printers. *Orthod Craniofac Res.* 2021 Sep 27. doi: 10.1111/ocr.12537. Epub ahead of print. PMID: 34569692.
67. Can E, Panayi N, Polychronis G, Papageorgiou SN, Zinelis S, Eliades G, Eliades T. In-house 3D-printed aligners: effect of in vivo ageing on mechanical properties. *Eur J Orthod.* 2022 Jan 25;44(1):51-55. doi: 10.1093/ejo/cjab022. PMID: 33950232.
68. 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;8(2):47. Published 2020 May 10. doi:10.3390/dj8020047
69. 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. *J Orofac Orthop.* 2019 Nov;80(6):292-303. English. doi: 10.1007/s00056-019-00192-8. Epub 2019 Oct 2. PMID: 31578595.
70. Golkhani B, Weber A, Keilig L, Reimann S, Bourauel C. Variation of the modulus of elasticity of aligner foil sheet materials due to thermoforming. *J Orofac Orthop.* 2021 Aug 19. English. doi: 10.1007/s00056-021-00327-w. Epub ahead of print. PMID: 34414481.
71. Liu CL, Sun WT, Liao W, et al. Colour stabilities of three types of orthodontic clear aligners exposed to staining agents. *Int J Oral Sci.* 2016;8(4):246-253. Published 2016 Dec 16. doi:10.1038/ijos.2016.25
72. Dalaie K, Fatemi SM, Ghaffari S. Dynamic mechanical and thermal properties of clear aligners after thermoforming and aging. *Prog Orthod.* 2021 Jun 28;22(1):15. doi: 10.1186/s40510-021-00362-8. PMID: 34180030; PMCID: PMC8236420.
73. 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;48(5):316-325. doi: 10.4041/kjod.2018.48.5.316. Epub 2018 Aug 8. PMID: 30206530; PMCID: PMC6123073.
74. Daniele V, Macera L, Taglieri G, Di Giambattista A, Spagnoli G, Massaria A, Messori M, Quagliarini E, Chiappini G, Campanella V, Mummolo S, Marchetti E, Marzo G, Quinzi V. Thermoplastic Disks Used for Commercial Orthodontic Aligners: Complete Physicochemical and Mechanical Characterization. *Materials (Basel).* 2020 May 22;13(10):2386. doi: 10.3390/ma13102386. PMID: 32455913; PMCID: PMC7287673.
75. 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 Orthod.* 2017 Jan;87(1):11-18. doi: 10.2319/113015-813.1. Epub 2016 Jun 17. PMID: 27314603; PMCID: PMC8388588.
76. Suter F, Zinelis S, Patcas R, Schätzle M, Eliades G, Eliades T. Roughness and wettability of aligner materials. *J Orthod.* 2020 Sep;47(3):223-231. doi: 10.1177/1465312520936702. Epub 2020 Jul 3. PMID: 32615846.
77. Inoue S, Yamaguchi S, Uyama H, Yamashiro T, Imazato S. Influence of constant strain on the elasticity of thermoplastic orthodontic materials. *Dent Mater J.* 2020 Jun 5;39(3):415-421. doi: 10.4012/dmj.2019-104. Epub 2019 Dec 11. PMID: 31827059.
78. Shakir H, Kadhum S. COMPARISON OF THE HARDNESS AND ELASTIC MODULUS OF DIFFERENT ORTHODONTIC ALIGNERS MATERIALS. *International Journal of Medical Research and Pharmaceutical Sciences* 2018;5(9):19–25.
79. Ryokawa H, Miyazaki Y, Fujishima A, Miyazaki T, Maki K. The mechanical properties of dental thermoplastic materials in a simulated intraoral environment, *Orthodontic Waves*, 2006; 65:(2), 64-72, DOI: 10.1016/j.odw.2006.03.003
80. Papadopoulou AK, Cantele A, Polychronis G, Zinelis S, Eliades T. Changes in Roughness and Mechanical Properties of Invisalign® Appliances after One- and Two-Weeks Use. *Materials (Basel).* 2019 Jul 28;12(15):2406. doi: 10.3390/ma12152406. PMID: 31357697; PMCID: PMC6696190.

81. Lombardo L, Arreghini A, Maccarrone R, Bianchi A, Scalia S, Siciliani G. Optical properties of orthodontic aligners--spectrophotometry analysis of three types before and after aging. *Prog Orthod*. 2015;16:41. doi: 10.1186/s40510-015-0111-z. Epub 2015 Nov 18. PMID: 26582007; PMCID: PMC4651973.
82. Memè L, Notarstefano V, Sampalmieri F, Orilisi G, Quinzi V. ATR-FTIR Analysis of Orthodontic Invisalign® Aligners Subjected to Various In Vitro Aging Treatments. *Materials (Basel)*. 2021 Feb 9;14(4):818. doi: 10.3390/ma14040818. PMID: 33572096; PMCID: PMC7914755.
83. Fang D, Li F, Zhang Y, Bai Y, Wu BM. Changes in mechanical properties, surface morphology, structure, and composition of Invisalign material in the oral environment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2020 Jun;157(6):745-753. doi: 10.1016/j.ajodo.2019.05.023. PMID: 32487304.
84. Condo' R, Pazzini L, Cerroni L, Pasquantonio G, Lagana' G, Pecora A, Mussi V, Rinaldi A, Mecheri B, Licoccia S, Maiolo L. Mechanical properties of "two generations" of teeth aligners: Change analysis during oral permanence. *Dent Mater J*. 2018 Sep 30;37(5):835-842. doi: 10.4012/dmj.2017-323. Epub 2018 Jul 12. PMID: 29998941.

15 Anexos

15.1 AGRADECIMIENTOS

Dedico esta tesis a todos mis familiares, amigos y conocidos que me han apoyado en estos dos últimos años para lograr mis metas profesionales. Se le agradece a la Dra. Carolina Samano y al Dr. Rosendo Carrasco por el apoyo en el diseño de los experimentos y las enseñanzas de las pruebas estadísticas. Un especial agradecimiento a la Maestra Karla que siempre estuvo en completa disposición con todos los alumnos del posgrado para ayudar con procesos administrativos, de titulación y por su gran empeño para agilizar todos los procesos del posgrado. De igual manera agradezco a todos los maestros que estuvieron presentes para aportar en mi crecimiento y al CONACYT por todo el apoyo económico que provee a los estudiantes de maestría en la BUAP, ya que sin dicho apoyo económico no se hubiera podido concretar tan ardua faena. Agradecido complementemente con Dios por las oportunidades que nos da y por una meta cumplida.