



**EFFECTO QUE EJERCEN EL POLÍMERO, EL ESPESOR Y LA GEOMETRÍA EN
LA MAGNITUD Y LA DISTRIBUCIÓN DE LAS FUERZAS TRANSVERSALES
EJERCIDAS POR LOS ALINEADORES PLÁSTICOS TERMOFORMADOS
DURANTE LA EXPANSIÓN DEL ARCO MAXILAR**

CAMILA CUERVO ESCOBAR

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES

FACULTAD DE SALUD

ESPECIALIZACIÓN EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA DENTOFACIAL

MANIZALES

2022

**EFFECTO QUE EJERCEN EL POLÍMERO, EL ESPESOR Y LA GEOMETRÍA EN
LA MAGNITUD Y LA DISTRIBUCIÓN DE LAS FUERZAS TRANSVERSALES
EJERCIDAS POR LOS ALINEADORES PLÁSTICOS TERMOFORMADOS
DURANTE LA EXPANSIÓN DEL ARCO MAXILAR**

Autora

CAMILA CUERVO ESCOBAR

**Proyecto de grado para optar al título de Especialista en Ortodoncia y Ortopedia
Dentofacial**

Tutores

JUAN PABLO GÓMEZ ARANGO

CESAR AUGUSTO ALVAREZ

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES

FACULTAD DE SALUD

ESPECIALIZACIÓN EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA DENTOFACIAL

MANIZALES

2022

RESUMEN

Objetivo: Determinar el efecto que ejercen el polímero, el espesor y la geometría en la magnitud y la distribución de las fuerzas transversales ejercidas por los alineadores plásticos termoformados, durante la expansión del arco maxilar

Metodología: Se realizó un experimento aleatorizado, en un único bloque. Las pruebas fueron realizadas en un único equipo y por un mismo experimentador. Los factores de control fueron establecidos como tres tipos de polímero: PET-G (1) en espesor 0,030 pul y 0,040 pulg, Poliuretano Zendura FLX (2) en espesor 0,030 pul y Polipropileno C+ (3) en espesor 0,040 pulg. Tres tipos de geometrías categorizadas G1: 5 mm de recorte; G2: 10 mm en la parte anterior y decreciente hacia la zona posterior llegando a cero; G3:convencional. Las variables de respuesta fueron establecidas como las fuerzas de respuesta transversal en el canino (C), el primer premolar (PP), el segundo premolar (SP), el primer molar (PM), el segundo molar (SM) y el tercer molar (TM). Todas las fuerzas fueron registradas en newton (N). Se realizó un diseño experimental factorial con tres repeticiones (dato original + 2 réplicas) con fines de generar grados de libertad suficiente para la suma de cuadrados del error. Inicialmente se mezclaron los datos de los tres polimeros, y posteriormente se realizo la comparación entre PET-G/polipropileno C+ y PET-G/Zendura FLX, posteriormente se realiza la comparacion entre PET-G en espesor 0,030 pulg y 0,040 pulg.

Resultados: PET-G/polipropileno C+ : G1 y G2 no tienen diferencia significativa en la fuerza para cada polímero, mientras que G3 presenta los menores valores de fuerza de oposición. La mayor fuerza transversal es ejercida por el PET-G mientras que la menor fuerza transversal es ejercida por el Polipropileno C+. La fuerza transversal más alta ejercida se realiza por el PET-G indiferentemente de G1y G2. PET-G/Zendura FLX: G1 y G2 no tienen diferencia significativa en la fuerza para cada polímero, mientras que G3 presenta los menores valores de fuerza de oposición. La mayor fuerza transversal es ejercida por el PET-G mientras que la menor fuerza transversal es ejercida por el Poliuretano Zendura FLX. La fuerza transversal más alta ejercida se realiza por el PET-G

indiferentemente de G1 y G2 . Se observa que la magnitud de la fuerza media va disminuyendo de acuerdo a la posición dental, siendo la más alta la más cercana (posición del canino) del punto de empotramiento del sistema.

Conclusión: Las fuerzas más altas sobre cada posición dental del arco maxilar son generadas por el material PET-G con el espesor más alto (0,04 pulg.) y en las geometrías G1 y G2 de recorte del paladar. También se puede evidenciar que el Poliuretano Zendura genera las fuerzas transversales más bajas y que a menor espesor del material antes del termoformado se evidencia menor fuerza.

La geometría G3, corte corte convencional, genera las menores fuerzas en los tres tipos de polímeros y en todas las posiciones dentales.

Existe un degradiente en sentido antero posterior de las fuerzas transversales producidas por los alineadores dental.

Palabras clave: alineadores dentales, fuerza transversal, polímero,

ABSTRACT

Objective: To determine the effect exerted by the polymer, the thickness and the geometry in the magnitude and distribution of the transverse forces exerted by the thermoformed plastic aligners, during the expansion of the maxillary arch.

Methodology: A randomized experiment was carried out in a single block. The tests were carried out in a single team and by the same experimenter. The control factors were established as three types of polymer: PET-G (1) in thicknesses of 0.030 inches and 0.040 inches, Polyurethane Zendura FLX (2) in thicknesses of 0.030 inches and Polypropylene C+ (3). In thickness 0.040 in. Three types of geometries categorized G1: 5mm trim; G2: 10 mm in the anterior part and decreasing towards the posterior zone, reaching zero; G3: conventional. The response variables were established as the transverse response forces in the canine (C), the first premolar (PP), the second premolar (SP), the first molar (PM), the second molar (SM), and the third molar. (MT). All forces were recorded in newtons (N). A factorial experimental design with three repetitions (original data + 2 replications) was carried out in order to generate sufficient degrees of freedom for the sum of squares of the error. Initially the data of the three polymers were mixed, and later the comparison between PET-G/polypropylene C+ and PET-G/Zendura FLX was made, later the comparison between PET-G in thickness 0.030 in. and 0.040 in. was made.

Results: PET-G/polypropylene C+: G1 and G2 have no significant difference in strength for each polymer, while G3 has the lowest values of opposition strength. The greatest transversal force is exerted by PET-G while the smallest transversal force is exerted by Polypropylene C+. The highest transversal force exerted is carried out by the PET-G regardless of G1 and G2. PET-G/Zendura FLX: G1 and G2 have no significant difference in strength for each polymer, while G3 has the lowest opposing strength values. The greatest transverse force is exerted by PET-G while the least transverse force is exerted by Zendura FLX Polyurethane. The highest transverse force exerted is performed by the PET-G regardless of G1 and G2. It is observed that the magnitude of the average force decreases

according to the dental position, the highest being the closest (position of the canine) to the embedment point of the system.

Conclusion: The highest forces on each dental position of the maxillary arch are generated by the PET-G material with the highest thickness (0.04 in.) and in the palatal trim G1 and G2 geometries. It can also be seen that the Zendura Polyurethane generates the lowest transverse forces and that the lower the thickness of the material before thermoforming, the lower the strength.

The G3 geometry, conventional cut, generates the lowest forces in the three types of polymers and in all dental positions.

There is a degradation in the anteroposterior direction of the transverse forces produced by the dental aligners.

Keywords: dental aligners, transverse force, polymer

TABLA DE CONTENIDO

1	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN.....	11
2	REFERENTE TEÓRICO	16
3	ANTECEDENTES	22
4	OBJETIVOS.....	26
4.1	OBJETIVO GENERAL.....	26
4.2	OBETIVOS ESPECÍFICOS.....	26
5	METODOLOGÍA.....	27
5.1	TIPO DE ESTUDIO	27
5.2	LUGAR DE EXPERIMENTACIÓN	27
5.3	UNIDAD EXPERIMENTAL.....	27
5.4	FACTORES DE EXPERIMENTACIÓN.....	27
5.5	TAMAÑO DE MUESTRA.....	27
5.6	VARIABLE DE RESPUESTA.....	30
5.7	HIPÓTESIS PROPUESTA	30
5.8	EXPERIMENTO PROPUESTO	30
5.9	CRITERIOS DE INCLUSIÓN	34
5.10	CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.....	34
5.11	CONSIDERACIONES ÉTICAS	34
6	RESULTADOS	35
7	DISCUSIÓN.....	62
8	LIMITACIONES DEL ESTUDIO:.....	68
9	CONCLUSIONES.....	69
10	RECOMENDACIONES	70
11	REFERENCIAS	71

LISTA DE TABLAS

TABLA 1. MATERIALES Y CARACTERÍSTICAS	30
TABLA 2. DATOS EXPERIMENTALES 1	36
TABLA 3. ANOVA PARA LA FUERZA TRANSVERSAL EN EL CANINO (95% DE CONFIANZA) PETG/ POLIPROPILENO C+	37
TABLA 4. ANOVA PARA LA FUERZA TRANSVERSAL EN EL PRIMER PREMOLAR (95% DE CONFIANZA) PETG/ POLIPROPILENO C+	38
TABLA 5. ANOVA PARA LA FUERZA TRANSVERSAL EN EL SEGUNDO PREMOLAR (95% DE CONFIANZA) PETG/ POLIPROPILENO C+	40
TABLA 6. ANOVA PARA LA FUERZA TRANSVERSAL EN EL PRIMER MOLAR (95% DE CONFIANZA) PETG/ POLIPROPILENO C+	41
TABLA 7. ANOVA PARA LA FUERZA TRANSVERSAL EN EL SEGUNDO MOLAR (95% DE CONFIANZA) PETG/ POLIPROPILENO C+	42
TABLA 8. ANOVA PARA LA FUERZA TRANSVERSAL EN EL TERCER MOLAR (95% DE CONFIANZA) PETG/ POLIPROPILENO C+	44
TABLA 9. ANOVA PARA LA FUERZA TRANSVERSAL EN EL CANINO (95% DE CONFIANZA) PETG/ POLIURETANO ZENDURA FLX	46
TABLA 10. ANOVA PARA LA FUERZA TRANSVERSAL EN EL PRIMER PREMOLAR (95% DE CONFIANZA) PETG/ POLIURETANO ZENDURA FLX	47
TABLA 11. ANOVA PARA LA FUERZA TRANSVERSAL EN EL SEGUNDO PREMOLAR (95% DE CONFIANZA) PETG/ POLIURETANO ZENDURA FLX	48
TABLA 12. ANOVA PARA LA FUERZA TRANSVERSAL EN EL PRIMER MOLAR (95% DE CONFIANZA) PETG/ POLIURETANO ZENDURA FLX	50
TABLA 13. ANOVA PARA LA FUERZA TRANSVERSAL EN EL SEGUNDO MOLAR (95% DE CONFIANZA) PETG/ POLIURETANO ZENDURA FLX	51
TABLA 14. ANOVA PARA LA FUERZA TRANSVERSAL EN EL TERCER MOLAR (95% DE CONFIANZA) PETG/ POLIURETANO ZENDURA FLX	52
TABLA 15. DATOS EXPERIMENTALES 2	56

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1. MUESTRA PET-G.....	28
FIGURA 2. MUESTRA POLIPROPILENO	28
FIGURA 3. MUESTRA POLIURETANO	29
FIGURA 4.GEOMETRÍAS DE CORTE DEL PALADAR. DE IZQUIERDA A DERECHA, G1: 5 MM DE RECORTE; G2: 10 MM EN LA PARTE ANTERIOR Y DECRECIENTE HACIA LA ZONA POSTERIOR LLEGANDO A CERO; G3:CONVENCIONAL	31
FIGURA 5. PLANTILLA 5MM X 5MM	32
FIGURA 6.TERMOFORMACIÓN DEL POLÍMERO	32
FIGURA 7. DISPOSITIVO DE SUJECIÓN	33
FIGURA 8. DISPOSITIVO DE SUJECIÓN	33
FIGURA 9. CONFIGURACION EXPERIMENTAL. 1) CELDA DE CARGA DE LA MÁQUINA DE ENSAYO UNIVERSAL (MARK 10 -ESM 303) DE RESOLUCIÓN 0,01 MM; (2) GALGA DE FUERZA (FORCE GAUGE MODEL M5-10) CERTIFICADA DE MEDICIÓN DE 0 N A 50 N CON SENSIBILIDAD DE 0,01 N; (3) EL DISPOSITIVO PARA SOSTENER EL MONTAJE DEL ALINEADOR.....	34
FIGURA 10. INTERACCIONES PET-G/POLIPROPILENO C+; GEOMETRÍA DEL CANINO.....	38
FIGURA 11. INTERACCIONES PET-G/POLIPROPILENO C+; GEOMETRÍA DEL PRIMER PREMOLAR	39
FIGURA 12. INTERACCIONES PET-G/POLIPROPILENO C+; GEOMETRÍA DEL SEGUNDO PREMOLAR	40
FIGURA 13. INTERACCIONES PET-G/POLIPROPILENO C+; GEOMETRÍA DEL PRIMER MOLAR.....	42
FIGURA 14. INTERACCIONES PET-G/POLIPROPILENO C+; GEOMETRÍA DEL SEGUNDO MOLAR.....	43
FIGURA 15. INTERACCIONES PET-G/POLIPROPILENO C+; GEOMETRÍA DEL TERCER MOLAR	44

FIGURA 16. MEDIA DE FUERZAS PET-G EN ESPESOR 0,04 PULG Y GEOMETRÍA 2	45
FIGURA 17. INTERACCIONES PET-G/POLIURETANO ZENDURA FLX; GEOMETRÍA DEL CANINO	46
FIGURA 18. INTERACCIONES PET-G/POLIURETANO ZENDURA FLX; GEOMETRÍA DEL PRIMER PREMOLAR	48
FIGURA 19. INTERACCIONES PET-G/POLIURETANO ZENDURA FLX; GEOMETRÍA DEL SEGUNDO PREMOLAR	49
FIGURA 20. INTERACCIONES PET-G/POLIURETANO ZENDURA FLX; GEOMETRÍA DEL PRIMER MOLAR	50
FIGURA 21. INTERACCIONES PET-G/POLIURETANO ZENDURA FLX; GEOMETRÍA DEL SEGUNDO MOLAR	52
FIGURA 22. INTERACCIONES PET-G/POLIURETANO ZENDURA FLX; GEOMETRÍA DEL TERCER MOLAR	53
FIGURA 23. MEDIA DE FUERZAS POLIURETANO ZENDURA FLX EN ESPESOR 0,03 PULG Y GEOMETRÍA 2	54
FIGURA 24. MEDIA DE FUERZAS POLIPROPILENO C+ EN ESPESOR 0,04 Y GEOMETRÍA 2.....	55
FIGURA 25. INTERACCIONES PET-G/ESPESOR DEL CANINO.....	59
FIGURA 26. INTERACCIONES PET-G/ESPESOR DEL PRIMER PREMOLAR	59
FIGURA 27. INTERACCIONES PET-G/ESPESOR DEL SEGUNDO PREMOLAR	60
FIGURA 28. INTERACCIONES PET-G/ESPESOR DEL PRIMER MOLAR.....	60
FIGURA 29. INTERACCIONES PET-G/ESPESOR DEL SEGUNDO MOLAR.....	61
FIGURA 30. INTERACCIONES PET-G/ESPESOR DEL TERCER MOLAR	61

1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN

El crecimiento y desarrollo de los maxilares comienza tempranamente en el periodo embrionario y continua a lo largo de la vida¹. Esta morfogénesis se da en los tres planos del espacio, teniendo que cada plano ofrece una información única sobre la magnitud y dirección del estado de crecimiento². Los maxilares cambian de tamaño y forma, como resultado de múltiples factores tales como el remodelado óseo, la consolidación de las suturas, la función, el ambiente, los factores genéticos propios de cada individuo y la erupción dental; tanto de dientes temporales como permanentes^{3,4}.

Lo anterior cobra importancia ya que se deben tener en cuenta la relación entre el tamaño de las bases óseas, los dientes, así como el tamaño de los dientes con respecto a las bases, ya que una discrepancia ocasionará apiñamiento o espaciamiento dental⁵, mordidas cruzadas posteriores unilaterales o bilaterales, maloclusiones severas, mordida en tijera, mordida abierta, malposiciones dentales, arcos estrechos y paladar profundo⁶. Respecto al apiñamiento dental, Howe et al.⁷ reportaron que este se debe más a maxilares pequeños que a dientes grandes.

Las alteraciones en la oclusión anteriormente mencionadas reciben tratamiento ortodóntico, el cual busca tener una armonía entre el tamaño, forma de los maxilares, arcada dental, tejidos blandos y a su vez obtener una adecuada funcionalidad⁸. En casos de discrepancia entre el tamaño de los maxilares, frecuentemente es necesario realizar una expansión transversal de los mismos⁹, la cual a lo largo de los años ha sido tratada mediante diferentes técnicas y aparatos como:

- Quad helix, el cual permite una expansión maxilar lenta, generando fuerzas continuas y recíprocas sobre los dientes y ocasionando una expansión simétrica del arco.
- El Hyrax y el aparato de Hass: dispositivos que poseen un tornillo que al activarse permiten una expansión rápida palatina por medio de fuerzas intermitentes.
- El aparato de Schwarz que suele usarse para expansión mandibular¹⁰.

En pacientes que ya han terminado su etapa de crecimiento puede realizarse un tratamiento quirúrgico en el cual se segmenta el maxilar a lo largo de la sutura media palatina¹¹ y posteriormente se realiza una fijación rígida con placas y/o tornillos bicorticales¹². Debido a que estas cirugías son de alto costo, otra opción de tratamiento es compensar esta discrepancia, realizando la expansión de los arcos con “brackets”, lo cual genera inclinación bucolingual de los primeros molares permanentes maxilares y mandibulares en dos formas diferentes según el tipo de discrepancia, ya sea positiva o negativa.¹³

En la ortodoncia contemporánea existe un crecimiento acelerado en el uso global de protocolos de tratamiento que consisten en el uso de una secuencia de alineadores termoplásticos para mover progresivamente los dientes hacia posiciones mejoradas¹⁴, y así corregir malposiciones dentales, problemas transversales, verticales y sagitales, pero hay un rezago en el avance del conocimiento de los mecanismos biológicos y mecánicos que los gobiernan.

En la actualidad se utilizan varios materiales termoplásticos para la fabricación de los alineadores, los más utilizados son el tereftalato de polietileno (PET), tereftalato de polietileno glicol (PET-G), poliuretano (TPU), polipropileno (PP), y cloruro de polivinilo (PVC).^{15 16}. Cada uno de estos materiales se encuentran disponibles en diferentes, espesores, variando entre 0,5 mm y 1 mm, dependiendo de las características de cada material e incluso de la etapa del tratamiento.¹⁷

En la literatura no se reportan estudios referentes a la geometría o línea de corte de los alineadores relacionados con su efecto biomecánico durante la expansión. Los alineadores convencionalmente se cortan a la altura del margen gingival y algunas compañías pueden recortarlos hasta 4 mm mas allá del margen gingival.¹⁸

Existe controversia sobre la eficacia clínica de los alineadores plásticos termo-formados¹⁹. Djeu et al.²⁰ compararon el tratamiento entre el alineador Invisalign® y la aparatología fija, concluyendo que Invisalign® no trató las maloclusiones de igual forma que la aparatología fija. Invisalign® fue especialmente deficiente en su capacidad para corregir grandes

discrepancias anteroposteriores y contactos oclusales. Las fortalezas de Invisalign® fueron su capacidad para cerrar espacios y corregir rotaciones anteriores. Kassas et al.²¹, evaluaron los resultados del tratamiento Invisalign® en maloclusiones concluyendo que el tratamiento con Invisalign® cuando se utilizó en maloclusiones leves a moderadas fue eficaz para corregir la alineación de los dientes y la inclinación bucolingual; sin embargo, tuvo un efecto negativo en los contactos oclusales posteriores y en las relaciones oclusales.

Solano et al. (2016)²² validaron un nuevo método para cuantificar la predictibilidad del movimiento de expansión con el sistema Invisalign® y determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre la expansión planificada con ClinCheck® y la cuantificación clínica real post tratamiento. Se estudió una muestra de 116 pacientes sometidos a expansión con Invisalign®, en los que se midieron las variables en T1 (inicio de tratamiento) y T2 (finalizar el tratamiento) en modelos 3D y ClinCheck®, concluyendo que las diferencias entre el modelo 3D y ClinCheck® en T2 mostraron que la expansión planificada al final del tratamiento no es predecible. Este es el primer estudio in vivo en humanos que cuantifica la previsibilidad de la expansión en pacientes con material Invisalign®,

Houle et al. (2017)²³ realizaron un estudio retrospectivo en el que investigan la previsibilidad de la expansión maxilar utilizando Invisalign®, en el cual concluyen que la precisión promedio de la expansión prevista con Invisalign® para el maxilar superior era 72,8%. El arco inferior presenta una precisión global de 87,7%. El software ClinCheck® sobreestima la expansión por el movimiento en cuerpo, en el que se observa más es un movimiento de inclinación. Indican que la sobrecorrección de expansión en la región posterior del arco maxilar parece apropiada.

Papadimitriou et al. (2018)²⁴ realizaron una revisión sistemática sobre la efectividad clínica del sistema Invisalign®, se incluyeron 22 estudios, a partir de los cuales se evidencia que este sistema es una alternativa viable al tratamiento de ortodoncia convencional en la corrección de maloclusiones leves a moderadas, en pacientes que no están en crecimiento y que no requieren extracción. Además, los alineadores Invisalign® pueden predeciblemente

nivelar, inclinar y rotar los dientes (excepto los cúspides y premolares). Por otro lado, se identificó una eficacia limitada en la expansión del arco a través del movimiento en cuerpo de los dientes, el cierre del espacio de extracción, las correcciones de los contactos oclusales y las discrepancias antero-posteriores y verticales más grandes. A pesar de esto, se concluye que no se pueden hacer recomendaciones clínicas claras debido a la alta heterogeneidad de los estudios.

Riede et al. (2021) ²⁵ realizaron un estudio retrospectivo en el que evalúan la precisión del tratamiento con alineadores (Invisalign®) con el material actual (SmartTrack®) para lograr la expansión o contracción del maxilar y los contactos oclusales según lo simulado en el software de planificación patentado (ClinCheck® o CC). Se tomó una muestra de 30 pacientes, se analizaron cuatro modelos maxilares por paciente: un modelo de pretratamiento, un modelo CC basado en escaneo, un modelo clínico posterior al tratamiento y un modelo CC que refleja el resultado del tratamiento como se simuló inicialmente. Se concluyó que la eficacia para lograr los objetivos transversales simulados fue del 45% y, en general, no se encontró que fuera mejor con SmartTrack® que con el material Ex30® utilizado anteriormente. Los autores advierten que cualquier sobrecorrección reducirá hasta cierto punto la precisión, y sugieren que es posible hacer un uso de la sobrecorrección en las terapias actuales con alineadores para la expansión o contracción transversa del maxilar.

En coherencia con los anteriores aportes científicos, lo que se pretende en la presente investigación es conocer mejor la naturaleza mecánica de las fuerzas transversales a través de la siguiente pregunta de investigación ¿Cuál es el efecto que ejercen el tipo de polímero, el espesor de placa y la geometría del alineador en la magnitud y la distribución de las fuerzas transversales ejercidas por los alineadores plásticos termoformados, durante la expansión del arco maxilar?

El presente estudio resulta novedoso ya que, si bien existen en el mercado numerosos sistemas de alineadores y un creciente número de tratamiento efectuados, aún no hay suficiente evidencia científica que sustente su eficacia ni explique la biomecánica

específica de los alineadores plásticos termoformados, incluyendo su comportamiento durante la expansión transversal.

Se busca beneficiar con tratamientos mas predecibles a los pacientes de ortodoncia con alineadores plásticos termoformados, los cuales presentan discrepancias transversales maxilares

A los profesionales brinda beneficios como la reducción en los costos y en la duración del tratamiento ortodóntico (eficiencia), debido a la correcta selección del material del polímero, espesor y geometría para la fabricación del respectivo alineador, mejorando su eficacia.

La viabilidad de la investigación está dada desde la disponibilidad del recurso humano, técnico y tecnológico brindado desde la Facultad de Ingeniería y la Facultad de Salud de la Universidad Autónoma de Manizales, representado por los investigadores del Grupo INSAO y del Grupo de Investigación en Diseño Mecánico y Desarrollo Industrial “Archytas”.

Según la declaración de Helsinki esta es una investigación de riesgo mínimo ya que no se hacen aplicaciones directamente en pacientes, el estudio se realiza por medio de pruebas de laboratorio.

2 REFERENTE TEÓRICO

En 1946, Kesling, ideó el concepto de utilizar una serie de posicionadores para mover progresivamente los dientes hacia posiciones mejoradas²⁶. Los posicionadores fueron diseñados para aplicar una fuerza baja y constante que produzca una respuesta biológica óptima²⁷. Su elaborada construcción en vulcanita, no resultaba cómodo ni estético para el paciente, por lo cual el novedoso concepto no fue muy popular en entre los clínicos del momento. En 1997, Align Technology® (Santa Clara, California) adoptó e incorporó tecnologías modernas para introducir el tratamiento con alineadores transparentes (CAT), basados en el mismo concepto general del posicionador de Kesling²⁸.

Estos alineadores son extraíbles, manufacturados a través de la termoformación a partir de delgadas láminas extraídas, de diferentes polímeros transparentes, termoformados tales como el polietilentereftalato glicol, el poliuretano, y el polipropileno entre otros. El dispositivo resultante (alineador) encaja sobre los dientes de manera íntima, lo cual le permite transferirle fuerzas controladas. Cada alineador cubre de 3 mm a 4 mm del tejido gingival para mejorar la estética y optimizar el movimiento²⁹, y a su vez están programados para producir un movimiento preciso en un diente entre aproximadamente 0,25 mm y 0,33 mm³⁰. Se usan convencionalmente por un mínimo de 20 horas por día y se cambian secuencialmente cada dos semanas³¹. El sistema utiliza tecnología CAD/CAM, la cual incluye tecnología estereolitográfica y software de simulación de movimiento dental para planear el tratamiento, predecir el resultado final y fabricar varios alineadores a partir de una sola impresión³². Esto ha dado como resultado que los productos de alineador transparente (CA) se vuelvan cada vez más disponibles y efectivos para la alineación de los dientes en una variedad de maloclusiones.³³

El tratamiento de ortodoncia tiene el objetivo de producir una oclusión normal ideal que sea funcionalmente y morfológicamente estable³⁴. Para ello se deben tener en cuenta varios factores que afectan la satisfacción del paciente después del tratamiento de ortodoncia, tales como: la complejidad, el cumplimiento y la motivación, el crecimiento y la adaptabilidad biológica, siendo todas ellas variables que se deben considerar al evaluar el resultado del

tratamiento^{35 36}. Las mayores ventajas de los alineadores comparados con los aparatos fijos de ortodoncia, son la estética³⁷ y la comodidad³⁸ para el paciente^{39 40}.

Algunos sistemas CAT incorporan el uso de accesorios de resina adherida (comúnmente llamados “*attachments*”) en los dientes para aumentar el alcance del tratamiento con alineadores para permitir movimientos, que de otra manera se considerarían difíciles o imposibles de lograr para el CAT. Hay tres tipos de “*attachments*” comunes: elipsoidal, biselado y rectangular⁴¹.

Los “*attachments*” elipsoidales se usan para desrotaciones cuando están solos y en parejas cuando se intentan movimientos de la raíz. Tienen 3 mm de alto, 2 mm de ancho, entre 0,75 mm y 1 mm de espesor y están disponibles para incisivos, caninos y premolares.

Los “*attachments*” biselados se usan con mayor frecuencia cuando se trata de extruir un diente. Pueden ser de 3 mm, 4 mm o 5 mm de ancho, 2 mm de alto y entre 0,25 mm y 1,25 mm de espesor.

Los “*attachments*” rectangulares se usan cuando se solicitan movimientos mesio-distales grandes. Estos son de 3 mm, 4 mm o 5 mm de alto, 2 mm de ancho y entre 0,5 mm y 1 mm de espesor.

El sistema Invisalign® (Santa Clara CA.) también incluye “*Power Ridges*” para mejorar los movimientos de torque de los incisivos. Otras características del tratamiento que pueden incorporarse a sistemas de alineadores más sofisticados, que también son empleados por aparatos fijos, incluyen el uso de elásticos intermaxilares, reducción interproximal, dispositivos de anclaje temporales, botones linguales, brazos de potencia y expansores fijos.⁴²

Buschang et al. (2014)⁴³ señalaron que los alineadores plásticos alinean y nivelan los arcos. La intrusión de los dientes anteriores y el control de la inclinación bucolingual posterior es relativamente predecible, mientras que la extrusión de los dientes anteriores, las rotaciones

de los dientes redondeados, el control transversal y la mejora de la inclinación bucolingual anterior son más problemáticas.

Los parámetros que influyen en las características biomecánicas de los alineadores incluyen las propiedades del material, el grosor del material, la altura de corte del alineador y la precisión de ajuste del alineador a los dientes y cualquier accesorio⁴⁴. Cualquier intento de aumentar la velocidad del tratamiento, ya sea disminuyendo el intervalo de tiempo entre alineadores o aumentando la magnitud del movimiento dental por alineador es propenso a fallar, debido a que el movimiento dental planificado será difícil de lograr⁴⁵. La falta de seguimiento del movimiento generado por computadora se manifiesta clínicamente por alineadores mal ajustados que evitan que el tratamiento progrese. Esta eventualidad puede atribuirse a varios factores, como:

Pacientes que no usan los alineadores por un total de 22 horas por día.

Variaciones individuales en el movimiento del diente.

Mayor demanda de movimiento del diente por alineador.

Pacientes que avanzan al siguiente alineador demasiado pronto.

Un sistema de suministro de fuerza sub-óptimo en los alineadores.

Tasas variables de movimiento dental (desde una perspectiva biológica) de persona a persona.

Según Echarri⁴⁶, las siguientes son las indicaciones y contraindicaciones de los alineadores CA®:

Indicaciones

Cierre de diastemas de hasta 4 mm.

Corrección de apiñamientos de hasta 4 mm a 6 mm.

Corrección de rotaciones de dientes anteriores.

Tratamiento de la mordida profunda anterior.

Tratamiento de la mordida abierta anterior (con CA® Power Grips).

Tratamiento de la mordida cruzada.

Enderezamiento molar (10°).

Contraindicaciones

El Clear-Aligner CA® se encuentra contraindicado en pacientes que presenten:

Bruxismo de apretamiento o rechinar.

Disfunción cráneo-mandibular.

Pacientes con hábitos como onicofagia, queilofagia, morder objetos, entre otros.

Pacientes que presenten hipersensibilidad a los materiales del CA® Clear-Aligner, aunque no se han reportado casos.

Pacientes poco colaboradores.

Los resultados clínicos de los alineadores termoplásticos requieren del entendimiento de las características de los materiales, de la selección y diseño de los mismos⁴⁷. En la actualidad se utilizan varios materiales termoplásticos para la fabricación de los alineadores, los más utilizados son el tereftalato de polietileno (PET), tereftalato de polietileno glicol (PET-G), poliuretano (TPU), policarbonato (PC), polipropileno (PP), y cloruro de polivinilo (PVC).

^{48, 49}.

El tereftalato de polietileno glicol (PET-G), un copolímero amorfo no cristalizante de tereftalato de polietileno (PET), tiene buenas propiedades mecánicas, conformabilidad, cualidades ópticas, resistencia a la fatiga y estabilidad dimensional.⁵⁰

El poliuretano termoplástico (TPU) es uno de los termoplásticos de ingeniería más versátiles con propiedades elastoméricas. Combina las propiedades mecánicas del caucho vulcanizado con la procesabilidad de los polímeros termoplásticos. Puede fundirse y procesarse repetidamente debido a la ausencia de redes químicas que normalmente existen en el caucho. El TPU posee gran cantidad de propiedades favorables: excelentes propiedades físicas, resistencia química, resistencia a la abrasión, características de adhesión y facilidad de procesamiento.⁵¹

El policarbonato (PC) es un material muy duradero y se puede laminar para hacer vidrio a prueba de balas. Tiene características que se asemejan a las del metacrilato de polimetilo (PMMA), pero la PC es más fuerte y utilizable en un rango de temperatura más amplio.⁵²

El propileno (PP) es ampliamente utilizado para la producción de plásticos moldeados debido a la excelente combinación de propiedades que presenta como peso ligero y resistencia al impacto, presenta una buena rigidez, un aceptable límite elástico y una excelente resistencia química a un precio relativamente bajo.⁵³

El cloruro de polivinilo (PVC), un material con características elásticas después de una deformación plástica cuando se expone a cargas moderadas. Esta característica permite reducir el tiempo óptimo de uso a 14 h por día.⁵⁴

La selección del grosor adecuado de la lámina termoplástica durante la fabricación del alineador es fundamental para evitar la sobrecarga de los dientes durante el movimiento dental⁵⁵. Dentro de los resultados de la revisión sistemática realizada por Iliadi et al. (2019) se evidencia que el grosor del alineador PET-G de 0,3 mm parece ejercer fuerzas ideales, no obstante se consideran inadecuados para uso clínico debido a la alta deformación. Por lo tanto, una secuencia de alineadores que incluye 0,4 mm, 0,5 mm, 0,75 mm ha sido

propuesta para lograr una rigidez inicial baja combinada con una carga constante. Con respecto al alineadores PET-G de 1 mm concluyeron que las fuerzas y momentos generados fueron superiores a los recomendados, teniendo en cuenta que los movimientos analizados con la rotación y la inclinación. En relación con la expansión maxilar no refieren ningún tipo de recomendación al elegir un espesor.

Se debe tener en cuenta que para producir expansión maxilar rápida palatina, donde se tienen efectos óseos, es necesario utilizar un expansor tipo hyrax, el cual genera una fuerza de 100 N en cada activación ⁵⁶, esto en contraste con los alineadores plásticos que generan fuerzas entre 1,15 N y 6,19 N durante la inclinación⁵⁷, al día de hoy no existen estudios donde se evidencien la cantidad de fuerza que se genera por los alineadores en los movimientos transversales maxilare

3 ANTECEDENTES

Djeu et al. (2005)⁵⁸ realizaron un estudio retrospectivo, donde se compara el resultado del tratamiento con aparatología fija y el sistema Invisalign®. Este último mostró menores puntuaciones para corregir las discrepancias antero-posteriores (overjet), la mordida cruzada posterior y los contactos oclusales.

Kravitz et al. (2009)⁵⁹ evaluaron la eficacia del movimiento dental con alineadores de poliuretano, Invisalign®, mostrando que la precisión media del movimiento dental con Invisalign® fue del 41%. El movimiento más preciso fue la inclinación lingual (47,1%), y el movimiento menos preciso fue la extrusión (29,6%). Específicamente, la extrusión de los incisivos centrales maxilares (18,3%) y mandibulares (24,5%), seguidos de la inclinación mesiodistal de los caninos mandibulares (26,9%). La precisión de la rotación canina fue significativamente menor que la de todos los demás dientes, con la excepción de los incisivos laterales superiores. En movimientos de rotación superiores a 15°, la precisión de rotación de los caninos superiores disminuyó significativamente. La punta de la corona lingual fue significativamente más precisa que la punta de la corona labial, en particular para los incisivos maxilares.

Pavoniet al. (2011)⁶⁰ evaluaron los cambios en la dimensión transversal y el perímetro del arco maxilar producidos por los “brackets” de autoligado de baja fricción TIME 3® en comparación con la técnica Invisalign®, encontrando que el sistema de autoligado de baja fricción produjo diferentes resultados estadísticamente significativos en el ancho dento-alveolar transversal y el perímetro del arco maxilar durante el tratamiento, en comparación con la técnica de Invisalign®. El tratamiento Invisalign® no puede ser más rápido que los aparatos fijos. Además, la oclusión final podría no ser ideal.

Rossiniet al. (2014)⁶¹ realizan una revisión sistemática sobre la eficacia de los alineadores para controlar los movimientos ortodónticos, en la cual se incluyeron once estudios, concluyendo que el tratamiento con alineadores permite una alineación y nivelación de los arcos; es eficaz para controlar la intrusión anterior pero no la extrusión anterior; es eficaz

para controlar la inclinación bucolingual posterior pero no la inclinación bucolingual anterior; es eficaz para controlar los movimientos corporales de los molares superiores de aproximadamente 1,5 mm; y no es eficaz para controlar la rotación de dientes redondeados en particular.

Solano et al. (2016)⁶² validaron un nuevo método para cuantificar la predictibilidad del movimiento de expansión con el sistema Invisalign® y determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre la expansión planificada con ClinCheck® y la cuantificación clínica real post tratamiento. Se estudió una muestra de 116 pacientes sometidos a expansión con Invisalign®, en los que se midieron las variables en T1 (inicio de tratamiento) y T2 (finalizar el tratamiento) en modelos 3D y ClinCheck®, concluyendo que las diferencias entre el modelo 3D y ClinCheck® en T2 mostraron que la expansión planificada al final del tratamiento no es predecible. Este es el primer estudio in vivo en humanos que cuantifica la previsibilidad de la expansión en pacientes con material Invisalign®.

Houle et al. (2017)⁶³ realizaron un estudio retrospectivo en el que investigan la previsibilidad de la expansión maxilar utilizando Invisalign®, en el cual concluyen que la precisión promedio de la expansión prevista con Invisalign® para el maxilar superior era 72,8%. El arco inferior presenta una precisión global de 87,7%. El software ClinCheck® sobreestima la expansión por el movimiento del cuerpo, en el que se observa más es un movimiento de inclinación. Indican que la sobrecorrección de expansión en la región posterior del arco maxilar parece apropiada.

Zhao et al. (2017)⁶⁴ evaluaron la eficiencia de la expansión maxilar con alineadores transparentes y analizar los posibles factores de influencia. Se recogieron los modelos digitales tridimensionales (3D) de pretratamiento, planificados en el software Clincheck y postratamiento de 31 pacientes. Se midieron y se calcularon el ancho del arco dental superior, la inclinación bucal de los dientes posteriores y la eficiencia de expansión (expansión adquirida/expansión planificada). Se analizó el impacto de factores tales como la inclinación bucal planificada, la cantidad de expansión planificada, la fijación y el modo

de expansión en la eficiencia de expansión. Se Concluyó que la expansión del arco maxilar con alineadores transparentes se logró mediante el movimiento bucal de los dientes posteriores con inclinación bucal limitada. La eficiencia de la expansión disminuye desde los primeros premolares hasta los segundos molares. El ancho intermolar planeado tuvo una influencia significativa en la eficiencia de la expansión del premolar.

Papadimitriou et al. (2018)⁶⁵ realizaron una revisión sistemática sobre la efectividad clínica del sistema Invisalign®. Se incluyeron 22 estudios, a partir de los cuales se evidencia que este sistema es una alternativa viable al tratamiento de ortodoncia convencional en la corrección de maloclusiones leves a moderadas, en pacientes que no están en crecimiento y que no requieren extracción. Además, los alineadores Invisalign® pueden predeciblemente nivelar, inclinar y desrotar los dientes (excepto los cúspides y premolares). Por otro lado, se identificó una eficacia limitada en la expansión del arco a través del movimiento en cuerpo de los dientes, el cierre del espacio de extracción, las correcciones de los contactos oclusales y las discrepancias antero-posteriores y verticales más grandes. A pesar de esto, se concluye que no se pueden hacer recomendaciones clínicas claras debido a la alta heterogeneidad de los estudios.

Riede et al. (2021)⁶⁶ realizaron un estudio retrospectivo en el que evalúan la precisión del tratamiento con alineadores (Invisalign®) con el material actual (SmartTrack®) para lograr la expansión o contracción del maxilar y los contactos oclusales según lo simulado en el software de planificación patentado (ClinCheck®, CC). Se tomó una muestra de treinta pacientes, se analizaron cuatro modelos maxilares por paciente: un modelo de pretratamiento, un modelo CC basado en escaneo, un modelo clínico posterior al tratamiento y un modelo CC que refleja el resultado del tratamiento como se simuló inicialmente. Concluyendo que la eficacia para lograr los objetivos transversales simulados fue del 45% y, en general, no se encontró que fuera mejor con SmartTrack® que con el material Ex30® utilizado anteriormente. Los autores advierten que cualquier sobrecorrección reducirá hasta cierto punto la precisión, y sugieren que posible hacer un uso de la sobrecorrección en las terapias actuales con alineadores para la expansión o contracción transversal del maxilar.

Iliadi et al. (2019)⁶⁷ al realizar una revisión sistemática concluyen que el grosor del alineador no parece tener un papel significativo en las fuerzas y los momentos generados por los alineadores transparentes en configuraciones específicas, teniendo en cuenta que los movimientos dentales examinados con mayor frecuencia son la inclinación y la rotación.

Respecto a los antecedentes anteriormente mencionados, se evidencia que existen estudios retrospectivos en cuanto a los tratamientos con alineadores y fuerzas transversales, pero no se describe la cantidad de fuerza que generan los alineadores, tampoco se encuentran artículos donde se incluyan como variables el espesor y la geometría, específicamente para los movimientos transversales.

4 OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar el efecto que ejercen el polímero, el espesor y la geometría en la magnitud y la distribución de las fuerzas transversales ejercidas por los alineadores plásticos termoformados, durante la expansión del arco maxilar

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Determinar la magnitud y distribución de las fuerzas transversales generadas durante expansión maxilar, utilizando diferentes *polímeros* en la fabricación del alineador plástico termoformado.

Determinar la magnitud y distribución de las fuerzas transversales generadas durante expansión maxilar, utilizando diferentes *espesores* de lámina en la fabricación del alineador plástico termoformado.

Determinar la magnitud y distribución de las fuerzas transversales generadas durante expansión maxilar, utilizando diferentes *geometrías* en el recorte de los alineadores plásticos termoformados.

Comparar resultados obtenidos para establecer el efecto que ejercen el *polímero, el espesor y la geometría* en la magnitud y la distribución de las fuerzas transversales ejercidas por los alineadores plásticos termo-formados, durante la expansión del arco maxilar.

5 METODOLOGÍA

5.1 TIPO DE ESTUDIO

Estudio cuantitativo, descriptivo, experimental de observación y conclusiones de acuerdo al dominio del experimento propuesto.

5.2 LUGAR DE EXPERIMENTACIÓN

Laboratorio de Máquinas de la Universidad Autónoma de Manizales.

5.3 UNIDAD EXPERIMENTAL

Alineador dental.

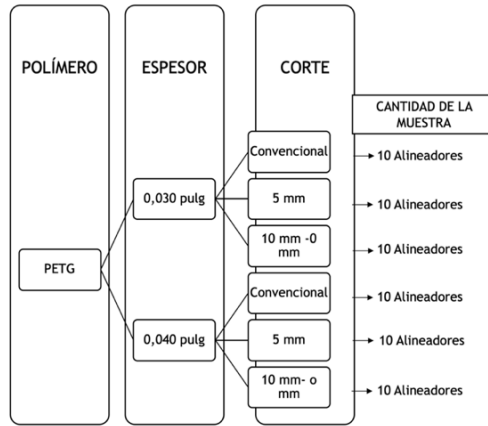
5.4 FACTORES DE EXPERIMENTACIÓN

Material de fabricación, espesor de material previo al termoformado y geometría del paladar. (Figura 1,2,3,4)

5.5 TAMAÑO DE MUESTRA

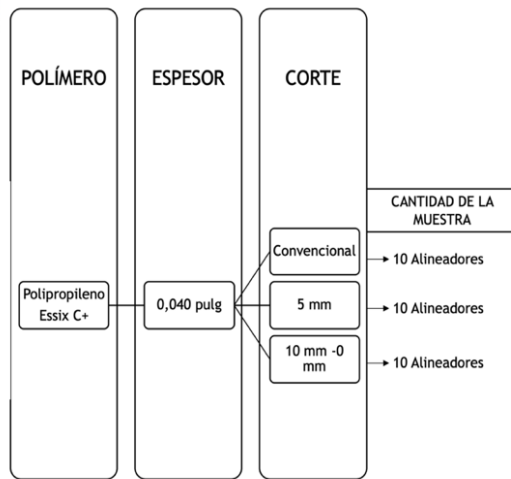
El diseño experimental propuesto es de tipo factorial general con error tipo I de 95% ($\alpha = 0.05$) es descrito en las gráficas a continuación para un experimento completo con noventa y nueve (99) muestras. El número de muestras es suficiente para generar condiciones de aleatorización y replicación aumentando los grados de libertad del error para estimar la variabilidad natural y realizar posibles pruebas de bondad de ajuste. (Figura 1,2,3)

Figura 1. Muestra PET-G



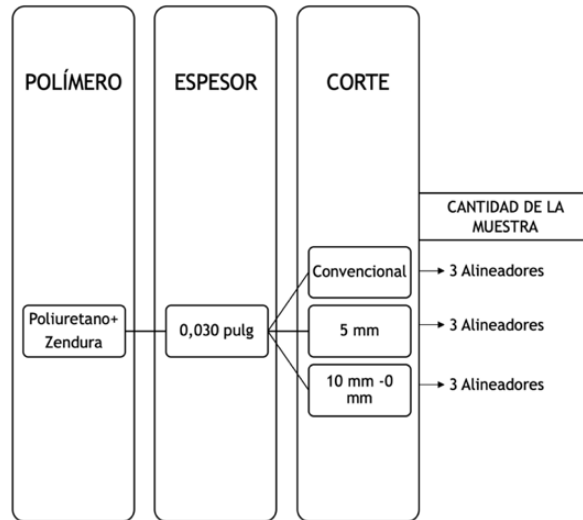
Fuente: elaboración propia

Figura 2. Muestra Polipropileno



Fuente: elaboración propia

Figura 3. Muestra Poliuretano



Fuente: elaboración propia

Tres diferentes materiales termoplásticos usados para este estudio son: PET-G, Polipropileno, Poliuretano+. Las muestras son tomadas de 99 alineadores dentales fabricados sobre un modelo 3D, con distintos espesores de láminas de polímero (Figura 1,2,3); así como con diferentes geometrías de corte del paladar (Figura 4).

Cada modelo 3D, posee en negativo un punto en la cara vestibular de cada canino, primer premolar, segundo premolar, primer molar, segundo molar y tercer molar. Así mismo se ajusta una la línea de corte para cada geometría con el objetivo de tener el mismo punto de medición y garantizar la geometría adecuada de cada alineador.

En cada lámina de polímero se traza una cuadrícula de 5 mm x 5 mm con una plantilla. (Figura 5). Seguido de esto se termoformaron los polímeros (Figura 6). Se termoformó en un equipo Bioestar®, se tuvieron en cuenta las recomendaciones del fabricante de cada polímero, siendo así (tabla 1):

Tabla 1. Materiales y características

Material	Marca comercial	Espesor [pulg.]	Tiempo [s]	Código Biostar®
PET-G	PET-G	0,030	30	125
		0,040	40	130
Polipropileno	Essix C+	0,040	50	163
Poliuretano +	Zendura FLX	0,030	50	162

Fuente: elaboración propia

Se procedió a realizar el corte de cada placa con disco diamantado.

5.6 VARIABLE DE RESPUESTA

Fuerza de oposición lateral generada por el alineador bajo un desplazamiento constante en diferentes posiciones dentales.

5.7 HIPÓTESIS PROPUESTA

El espesor, el tipo de polímero y la geometría del paladar influyen en la fuerza de oposición lateral generada por el alineador de acuerdo al desplazamiento dado en la posición dental. La validación de la hipótesis se realizará vía ANOVA con 95% de confianza, y comparación de medias. Las estrategias estadísticas de validación dependerán de la naturaleza de los datos observados en medición.

5.8 EXPERIMENTO PROPUESTO

Con el fin de verificar la influencia de los factores relacionados o su interacción en la variable de respuesta se diseñó un experimento formal de aplicación de fuerzas mecánicas sobre posiciones dentales en cada uno de los alineadores. El propósito de la medición es obtener la fuerza instantánea de oposición del alineador cuando se induce un desplazamiento lateral de 1 mm en cada posición dental. Los datos se registran de acuerdo a

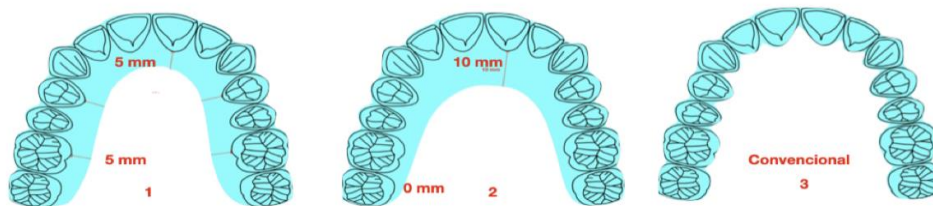
la variación de la posición dental y de los factores controlados descritos en el numeral 4.5. Debido a la axisimetría del arco dental con respecto a las posiciones dentales, solo se generaron fuerzas en la mitad de las posiciones dentales posibles y la mitad del arco no medido se restringe a través de un dispositivo de sujeción, que impide totalmente en sus grados de libertad de traslación y rotación para evitar movimientos no deseados durante la operación.(Figura 7). Para realizar las mediciones en el segundo y tercer molar, fue necesario el uso de una cuña para garantizar que la fuerza se aplicara perpendicular a la superficie del diente. (Figura 8).

Como se muestra en la figura 9, la configuración experimental se compone de tres partes: (1) Celda de carga de la máquina de ensayo universal (MARK 10 -ESM 303) de resolución 0,01 mm; (2) Galga de fuerza (Force Gauge model M5-10) certificada de medición de 0 N a 50 N con sensibilidad de 0,01 N; (3) El dispositivo para sostener el montaje del alineador (Figura 7, 8). Se realizaron mediciones a nivel de canino, primer premolar y segundo molar. Desplazando la máquina de ensayo universal 2 mm en cada punto a una velocidad de 5,1 mm/min.

Los resultados del experimento darán conclusiones objetivas con respecto al dominio experimental propuesto. La comparación con otros experimentos será válida para formulaciones de experimentación similares bien sean naturales o computacionales.

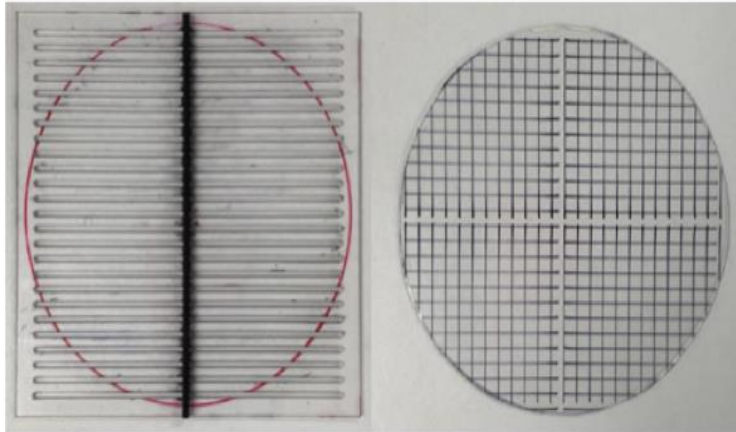
Figura 4.Geometrías de corte del paladar. De izquierda a derecha, G1: 5 mm de recorte; G2: 10 mm en la parte anterior y decreciente hacia la zona posterior llegando a cero;

G3:convencional



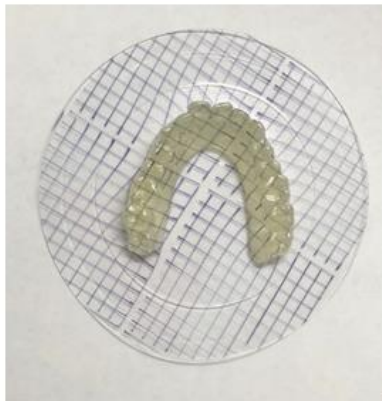
Fuente: elaboración propia

Figura 5. Plantilla 5mm x 5mm



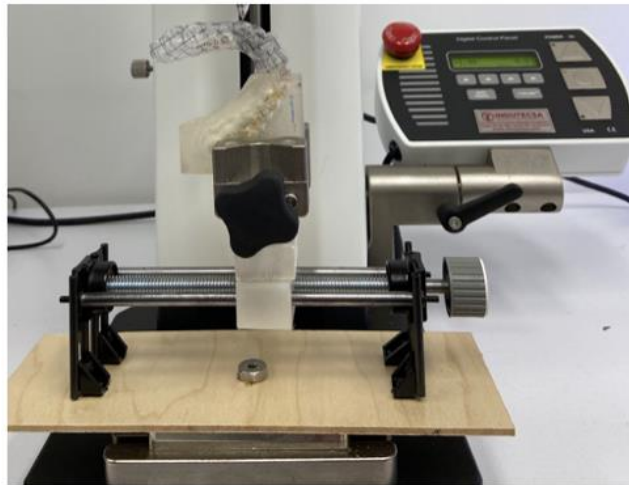
Fuente: elaboración propia

Figura 6. Termoformación del polímero



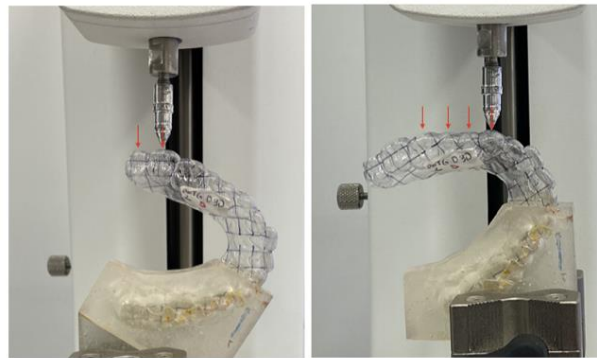
Fuente: elaboración propia

Figura 7. Dispositivo de sujeción



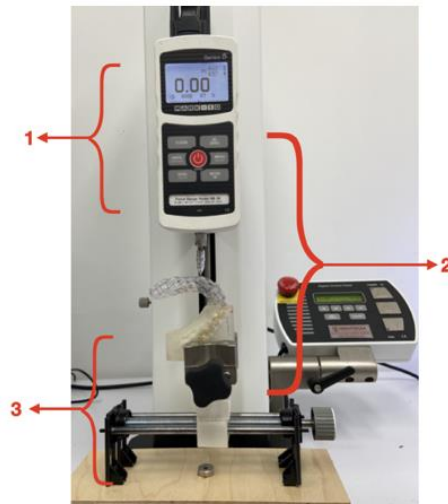
Fuente: elaboración propia

Figura 8. Dispositivo de sujeción



Fuente: elaboración propia

Figura 9. Configuración experimental. 1) Celda de carga de la máquina de ensayo universal (MARK 10 -ESM 303) de resolución 0,01 mm; (2) Galga de fuerza (Force Gauge model M5-10) certificada de medición de 0 N a 50 N con sensibilidad de 0,01 N; (3) El dispositivo para sostener el montaje del alineador



Fuente: elaboración propia

5.9 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Alineadores con corte regular, extremo libre paralelo al piso

5.10 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Alineadores perforado, agrietados o con burbujas.

Alineadores con corte irregular.

5.11 CONSIDERACIONES ÉTICAS

Se cumplió la resolución 8430, se solicitó autorización al Comité de Bioética de la UAM.

6 RESULTADOS

Se realizó un experimento completamente aleatorizado, en un único bloque. Las pruebas fueron realizadas en un único equipo y por un mismo experimentador. Los factores de control fueron establecidos como

Material: tres tipos de polímero: PET-G (1), Poliuretano Zendura FLX (2) y Polipropileno C+ (3).

Geometría de corte del paladar: tres tipos de geometrías categorizadas como en la figura 4.

Las variables de respuesta fueron establecidas como las fuerzas de respuesta transversal en el canino (C), el primer premolar (PP), el segundo premolar (SP), el primer molar (PM), el segundo molar (SM) y el tercer molar (TM). Todas las fuerzas fueron registradas en newton (N).

Se realizó un diseño experimental factorial con tres repeticiones (dato original + 2 réplicas) con fines de generar grados de libertad suficiente para la suma de cuadrados del error. Inicialmente se mezclaron los datos de los tres polímeros, y posteriormente se realizó la comparación entre PET-G/polipropileno C+ y PET-G/Zendura FLX. Los resultados se validaron con ANOVA y confiabilidad del 95%. A continuación, se muestra la tabla de factores y variables de respuesta del experimento, donde los polímeros y las geometrías han sido codificadas de acuerdo a la descripción de factores.

Tabla 2. Datos experimentales 1

Polímero	Geometría	F. C.	F. P. P.	F. S. P.	F. P. M.	F. S. M.	F. T. M.
		[N]	[N]	[N]	[N]	[N]	[N]
2	2	2,80	0,65	1,03	0,57	0,53	0,48
3	3	2,82	1,07	0,71	0,41	0,66	0,44
2	3	1,41	0,66	0,33	0,22	0,30	0,26
3	1	6,00	3,08	2,07	1,30	1,09	0,85
1	1	7,69	3,57	2,13	1,52	0,98	0,50
3	2	4,62	2,41	1,58	0,99	0,90	0,63
2	3	1,15	0,60	0,36	0,21	0,32	0,24
1	3	3,71	1,93	1,01	0,65	0,43	0,39
1	3	4,06	1,69	1,07	0,59	0,77	0,50
3	1	5,46	3,00	1,57	1,07	1,09	0,61
2	1	3,21	1,55	0,79	0,41	0,56	0,40
2	2	3,40	1,83	1,07	0,52	0,57	0,40
1	3	3,36	1,77	0,79	0,54	0,67	0,42
3	1	7,27	3,75	2,02	1,36	0,94	0,86
2	2	3,70	1,50	1,00	0,61	0,68	0,48
1	1	8,28	4,00	2,37	1,39	1,20	0,70
2	3	1,53	0,65	0,32	0,17	0,35	0,25
3	2	6,57	2,82	2,18	1,17	1,21	0,84
3	3	2,69	1,24	0,85	0,48	0,45	0,40
2	1	2,97	1,24	0,71	0,46	0,51	0,39
1	2	7,75	3,95	2,40	1,57	1,60	0,87
1	1	7,24	3,04	2,13	0,98	1,25	0,99
3	3	3,51	1,64	1,00	0,56	0,40	0,38
1	2	8,69	4,10	2,05	1,59	1,70	0,94
1	2	7,71	4,79	2,80	1,72	1,53	0,90

2	1	2,91	1,41	0,80	0,42	0,47	0,30
---	---	------	------	------	------	------	------

F. C.: Fuerza transversal en el canino, F. P. P: Fuerza transversal en el primer premolar, F. S. P: Fuerza transversal en el segundo premolar, F. P. M: Fuerza transversal en el primer molar, F. S. M: Fuerza transversal en el segundo molar, F. T. M: Fuerza transversal en el tercer molar.

Fuente: elaboración propia

Las tablas ANOVA con 95% de confiabilidad para cada fuerza transversal se muestran a continuación:

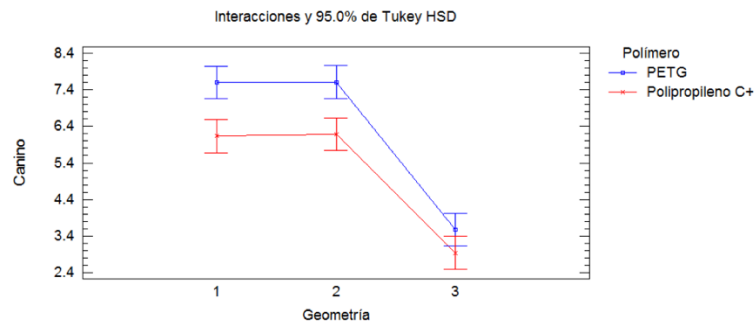
Tabla 3. ANOVA para la fuerza transversal en el canino (95% de confianza) PETG/ Polipropileno C+

Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Polímero	20,7211	1	20,7211	45,13	0,0000
Geometría	176,092	2	88,0458	191,76	0,0000
Interacción	2,18736	2	1,09368	2,38	0,1020
Residuos	24,7941	54	0,45915		
Total	223,794	59			

Fuente: elaboración propia

En la table 3. Los tres valores P implican que tanto el polímero como la geometría son significativos en la fuerza sobre el canino pero no su interacción. La figura de interacción determinada con comparación de medias Tukey (95%) se muestra a continuación.

Figura 10. Interacciones PET-G/Polipropileno C+; Geometría del canino



Fuente: elaboración propia

En la figura 10. se ilustra que G1 y G2 no tienen diferencia significativa en la fuerza para cada polímero, mientras que G3 presenta los menores valores de fuerza de oposición. Además, se ilustra que la mayor fuerza transversal es ejercida por el PET-G mientras que la menor fuerza transversal es ejercida por el Polipropileno C+. De acuerdo a la figura de interacciones se concluye que la fuerza transversal más alta ejercida por el canino se realiza por el PET-G indiferentemente de G1 y G2.

Tabla 4. ANOVA para la fuerza transversal en el primer premolar (95% de confianza)

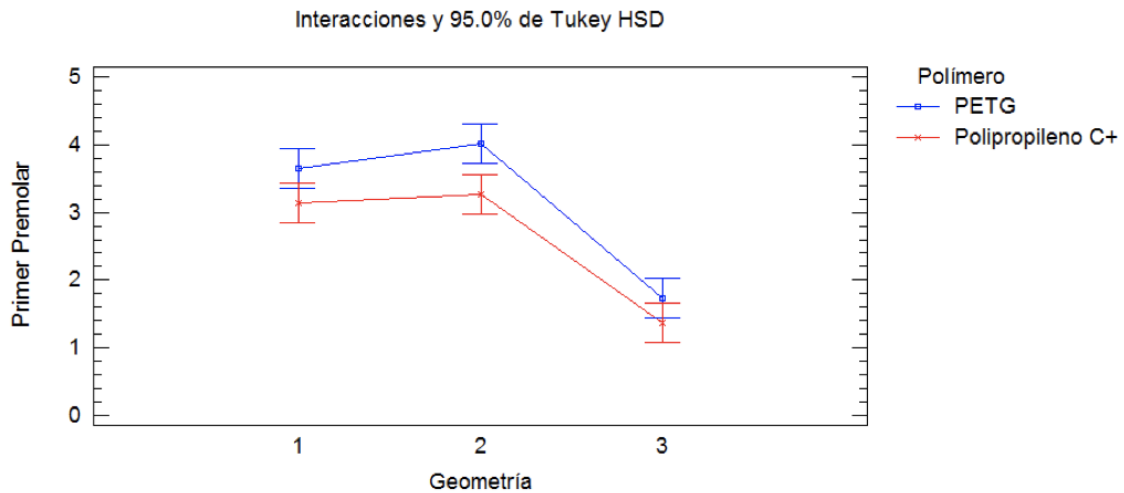
PETG/ Polipropileno C+

Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Polímero	4,39022	1	4,39022	22,18	0,0000
Geometría	52,2989	2	26,1494	132,09	0,0000
Interacción	0,37837	2	0,189185	0,96	0,3910
Residuos	10,6899	54	0,19796		
Total	67,7573	59			

Fuente: elaboración propia

En la tabla 4. los tres valores P implican que tanto el polímero como la geometría son significativos en la fuerza sobre el primer premolar pero no su interacción. La figura de interacción determinada con comparación de medias Tukey (95%) se muestra a continuación

Figura 11. Interacciones PET-G/Polipropileno C+; Geometría del primer premolar



Fuente: elaboración propia

En la figura 11. se ilustra que G1 y G2 no tienen diferencia significativa en la fuerza para cada polímero, mientras que G3 presenta los menores valores de fuerza de oposición. Además, se ilustra que la mayor fuerza transversal es ejercida por el PET-G mientras que la menor fuerza transversal es ejercida por el Polipropileno C+. G1 y G3 no tienen diferencia significativa en las fuerzas para ambos polímeros. De acuerdo a la figura de interacciones se concluye que la fuerza transversal más alta ejercida por el primer premolar se realiza por el PET-G en G2.

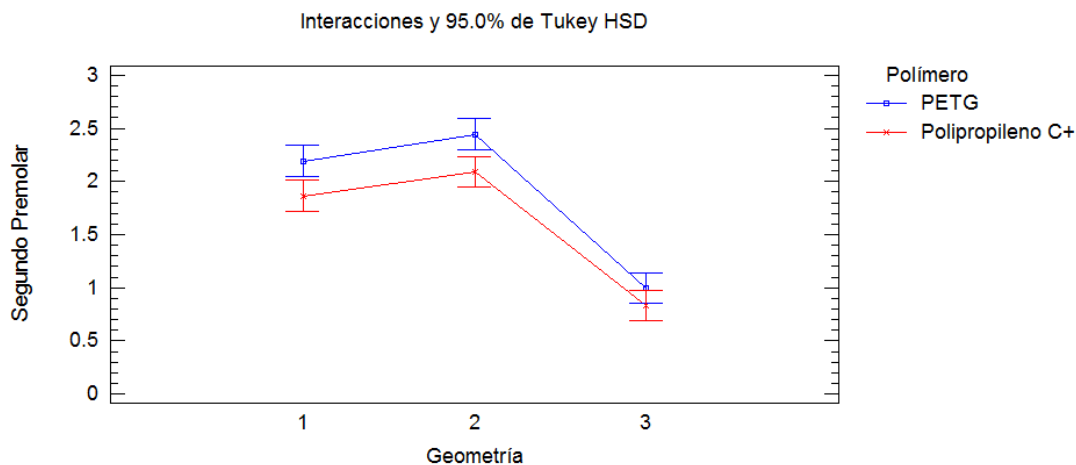
Tabla 5. ANOVA para la fuerza transversal en el segundo premolar (95% de confianza)
PETG/ Polipropileno C+

Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Polímero	1,19004	1	1,19004	24,77	0,0000
Geometría	20,8465	2	10,4233	216,98	0,0000
Interacción	0,103773	2	0,0518867	1,08	0,3468
Residuos	2,59399	54	0,0480369		
Total	24,7343	59			

Fuente: elaboración propia

En la tabla 5. los tres valores P implican que tanto el polímero como la geometría son significativos en la fuerza sobre el segundo premolar pero no su interacción. La figura de interacción determinada con comparación de medias Tukey (95%) se muestra a continuación.

Figura 12. Interacciones PET-G/Polipropileno C+; Geometría del segundo premolar



Fuente: elaboración propia

En la figura 12. se ilustra que G1 y G2 no tienen diferencia significativa en la fuerza para cada polímero, mientras que G3 presenta los menores valores de fuerza de oposición. Además, se ilustra que la mayor fuerza transversal es ejercida por el PET-G mientras que la menor fuerza transversal es ejercida por el Polipropileno C+. G3 no tienen diferencia significativa en las fuerzas para ambos polímeros. De acuerdo a la figura de interacciones se concluye que la fuerza transversal más alta ejercida por el segundo premolar se realiza por el PET-G en G2.

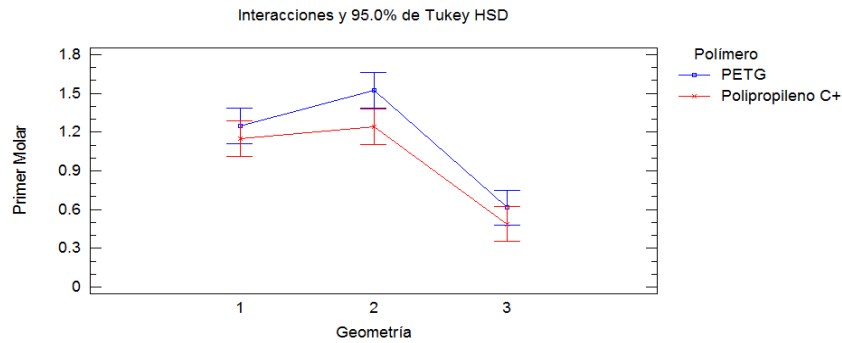
Tabla 6. ANOVA para la fuerza transversal en el primer molar (95% de confianza) PETG/
Polipropileno C+

Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Polímero	0,42336	1	0,42336	9,92	0,0027
Geometría	7,60665	2	3,80333	89,10	0,0000
Interacción	0,09972	2	0,04986	1,17	0,3187
Residuos	2,30494	54	0,0426841		
Total	10,4347	59			

Fuente: elaboración propia

En la tabla 6. los tres valores P implican que tanto el polímero como la geometría son significativos en la fuerza sobre el primer molar pero no su interacción. La figura de interacción determinada con comparación de medias Tukey (95%) se muestra a continuación.

Figura 13. Interacciones PET-G/Polipropileno C+; Geometría del primer molar



Fuente: elaboración propia

En la figura 13. se ilustra que G1 y G2 no tienen diferencia significativa en la fuerza para cada polímero, mientras que G3 presenta los menores valores de fuerza de oposición. Además, se ilustra que la mayor fuerza transversal es ejercida por el PET-G mientras que la menor fuerza transversal es ejercida por el Polipropileno C+. G1 y G3 no tienen diferencia significativa en las fuerzas para ambos polímeros. De acuerdo a la figura de interacciones se concluye que la fuerza transversal más alta ejercida por el primer molar se realiza por el PET-G en G2.

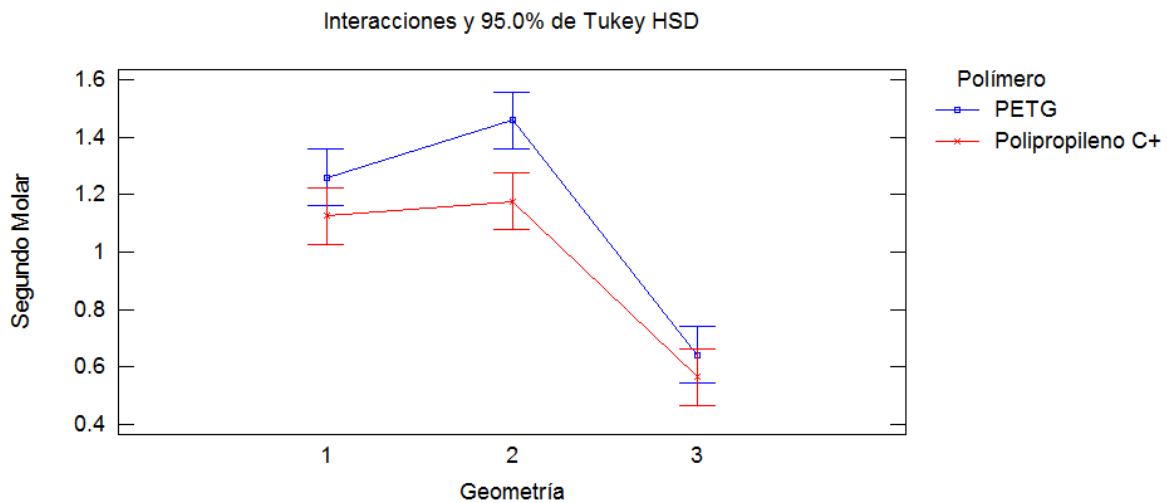
Tabla 7. ANOVA para la fuerza transversal en el segundo molar (95% de confianza)
PETG/ Polipropileno C+

Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Polímero	0,40344	1	0,40344	18,27	0,0001
Geometría	5,79517	2	2,89759	131,25	0,0000
Interacción	0,11079	2	0,055395	2,51	0,0908
Residuos	1,19216	54	0,022077		
Total	7,50156	59			

Fuente: elaboración propia

En la tabla 7. Los tres valores P implican que tanto el polímero como la geometría son significativos en la fuerza sobre el segundo molar pero no su interacción. La figura de interacción determinada con comparación de medias Tukey (95%) se muestra a continuación.

Figura 14. Interacciones PET-G/Polipropileno C+; Geometría del segundo molar



Fuente: elaboración propia

En la figura 14. se ilustra que G1 y G2 no tienen diferencia significativa en la fuerza para cada polímero, mientras que G3 presenta los menores valores de fuerza de oposición. Además, se ilustra que la mayor fuerza transversal es ejercida por el PET-G mientras que la menor fuerza transversal es ejercida por el Polipropileno C+. G1 y G3 no tienen diferencia significativa en las fuerzas para ambos polímeros. De acuerdo a la figura de interacciones se concluye que la fuerza transversal más alta ejercida por el segundo molar se realiza por el PET-G en G2.

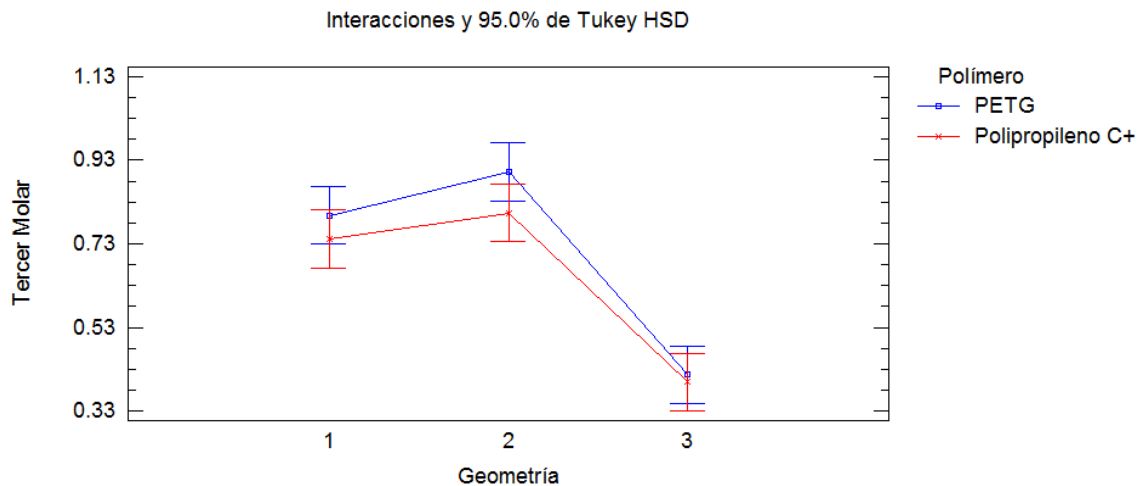
Tabla 8. ANOVA para la fuerza transversal en el tercer molar (95% de confianza) PETG/
Polipropileno C+

Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Polímero	0,048735	1	0,048735	4,48	0,0390
Geometría	2,23434	2	1,11717	102,64	0,0000
Interacción	0,01641	2	0,008205	0,75	0,4754
Residuos	0,58773	54	0,0108839		
Total	2,88722	59			

Fuente: elaboración propia

En la tabla 8. Los tres valores P implican que tanto el polímero como la geometría son significativos en la fuerza sobre el tercer molar pero no su interacción. La figura de interacción determinada con comparación de medias Tukey (95%) se muestra a continuación.

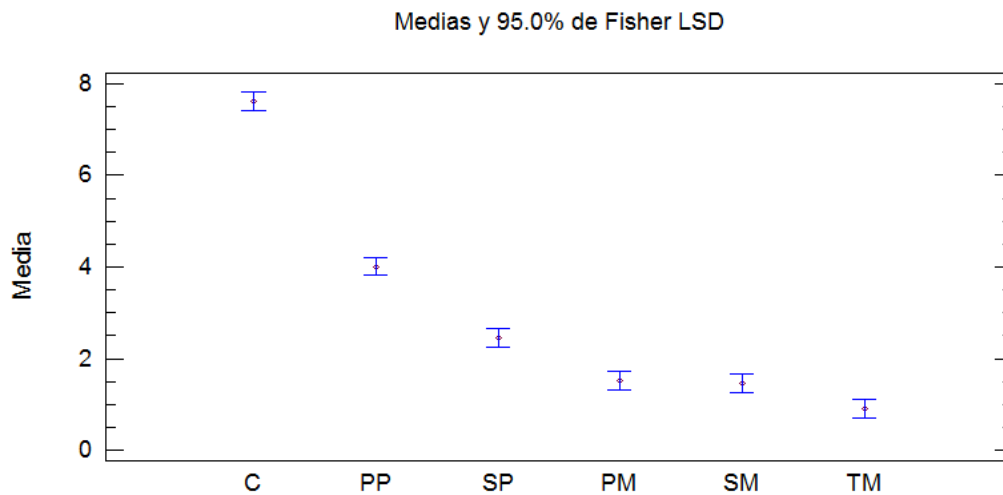
Figura 15. Interacciones PET-G/Polipropileno C+; Geometría del tercer molar



Fuente: elaboración propia

En la figura 15. se ilustra que G1 y G2 no tienen diferencia significativa en la fuerza para cada polímero, mientras que G3 presenta los menores valores de fuerza de oposición. Además, se ilustra que la mayor fuerza transversal es ejercida por el PET-G mientras que la menor fuerza transversal es ejercida por el Polipropileno C+. G1,G2 y G3 no tienen diferencia significativa en las fuerzas para ambos polímeros. De acuerdo a la figura de interacciones se concluye que la fuerza transversal más alta ejercida por el tercer molar se realiza por el PET-G en G2.

Figura 16. Media de fuerzas PET-G en espesor 0,04 pulg y Geometría 2



Fuente: elaboración propia

En los resultados anteriormente descritos se evidenció que el PET-G en espesor 0,040 y geometría 2 genera mayores fuerzas. En la figura 16. se ilustra el comportamiento medio de fuerzas en todas las posiciones dentales y desviaciones estándar individuales. Se observó que la magnitud de la fuerza media va disminuyendo de acuerdo a la posición dental, siendo la más alta la más cercana (posición del canino) del punto de empotramiento del sistema. También se observó que, si bien hay diferencia significativa de la fuerza entre las posiciones del canino, el primer premolar y el segundo molar; no se evidenció diferencia significativa en la medición de la fuerza sobre los molares. También se mostró que hay

menor variabilidad (error de medición) en las posiciones más alejadas del punto de empotramiento; por tanto, es necesario explorar más a fondo el sistema de medición de la fuerza en dichas posiciones.

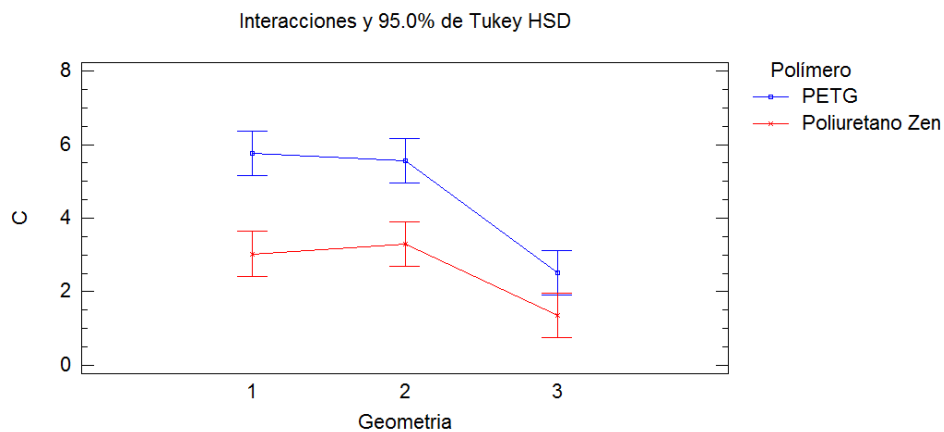
Tabla 9. ANOVA para la fuerza transversal en el canino (95% de confianza) PETG/
Poliuretano Zendura FLX

Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Polímero	18,9112	1	18,9112	96,04	0,0390
Geometría	24,5395	2	12,2698	62,31	0,0000
Interacción	1,98583	2	0,992917	5,04	0,0257
Residuos	2,36287	12	0,196906		
Total	47,7995	17			

Fuente: elaboración propia

En la tabla 9. los tres valores P implican que tanto el polímero como la geometría son significativos en la fuerza sobre el canino pero no su interacción. La figura de interacción determinada con comparación de medias Tukey (95%) se muestra a continuación.

Figura 17. Interacciones PET-G/Poliuretano Zendura FLX; Geometría del canino



Fuente: elaboración propia

En la figura 17. se ilustra que G1 y G2 no tienen diferencia significativa en la fuerza para cada polímero, mientras que G3 presenta los menores valores de fuerza de oposición. Además, se ilustra que la mayor fuerza transversal es ejercida por el PET-G mientras que la menor fuerza transversal es ejercida por el Poliuretano Zendura FLX. De acuerdo a la figura de interacciones se concluye que la fuerza transversal más alta ejercida por el canino se realiza por el PET-G indiferentemente de G1 y G2 .

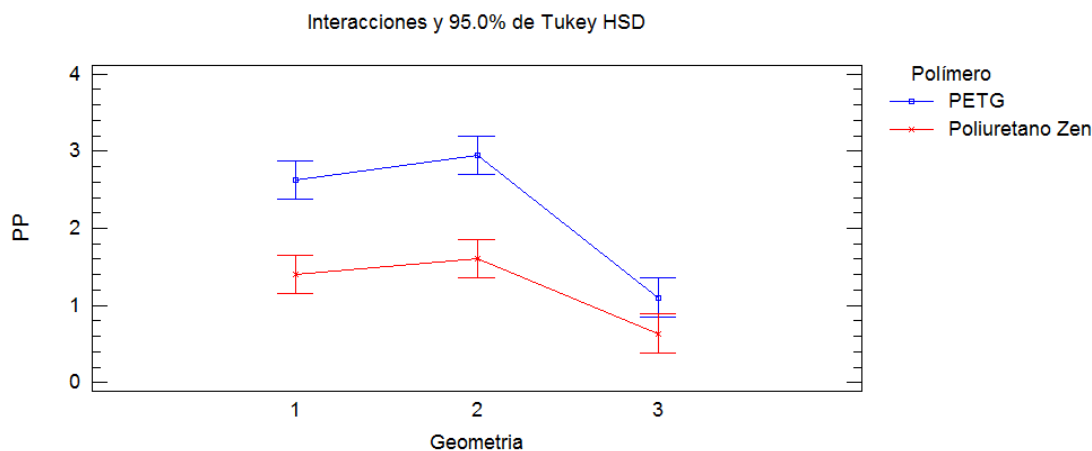
Tabla 10. ANOVA para la fuerza transversal en el primer premolar (95% de confianza)
PETG/ Poliuretano Zendura FLX

Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Polímero	4,60056	1	4,60056	140,00	0,0000
Geometría	6,68831	2	3,34416	101,77	0,0000
Interacción	0,676578	2	0,338289	10,29	0,0025
Residuos	0,394333	12	0,0328611		
Total	12,3598	17			

Fuente: elaboración propia

En la tabla 10. los tres valores P implican que tanto el polímero como la geometría y su interacción son significativos en la fuerza sobre el primer premolar. La figura de interacción determinada con comparación de medias Tukey (95%) se muestra a continuación.

Figura 18. Interacciones PET-G/Poliuretano Zendura FLX; Geometría del primer premolar



Fuente: elaboración propia

En la figura 18. se ilustra que G1 y G2 no tienen diferencia significativa en la fuerza para cada polímero, mientras que G3 presenta los menores valores de fuerza de oposición. Además, se ilustra que la mayor fuerza transversal es ejercida por el PET-G mientras que la menor fuerza transversal es ejercida por el Poliuretano Zendura FLX. De acuerdo a la figura de interacciones se concluye que la fuerza transversal más alta ejercida por el primer premolar se realiza por el PET-G indistintamente de G1 y G2 .

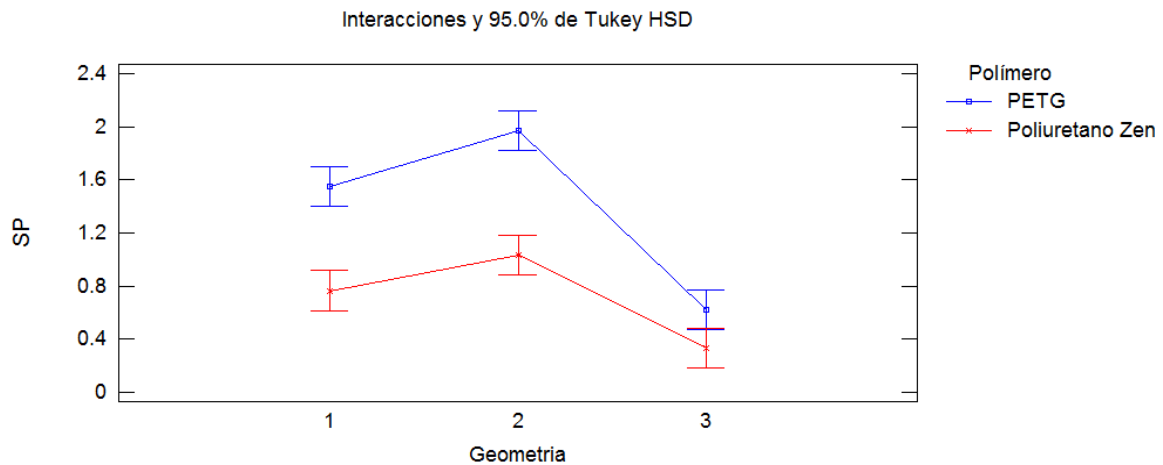
Tabla 11. ANOVA para la fuerza transversal en el segundo premolar (95% de confianza)
PETG/ Poliuretano Zendura FLX

Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Polímero	3,2368	2	1,6184	136,77	0,0000
Geometría	2,01336	1	2,01336	170,14	0,0000
Interacción	0,344844	2	0,172422	14,57	0,0006
Residuos	0,142	12	0,0118333		
Total	5,737	17			

Fuente: elaboración propia

En la tabla 11. los tres valores P implican que tanto el polímero como la geometría y su interacción son significativos en la fuerza sobre el primer molar. La figura de interacción determinada con comparación de medias Tukey (95%) se muestra a continuación.

Figura 19. Interacciones PET-G/Poliuretano Zendura FLX; Geometría del segundo premolar



Fuente: elaboración propia

En la figura 19. se ilustra que G1 y G2 no tienen diferencia significativa en la fuerza para cada polímero, mientras que G3 presenta los menores valores de fuerza de oposición. Además, se ilustra que la mayor fuerza transversal es ejercida por el PET-G mientras que la menor fuerza transversal es ejercida por el Poliuretano Zendura FLX. De acuerdo a la figura de interacciones se concluye que la fuerza transversal más alta ejercida por el segundo premolar se realiza por el PET-G indistintamente de G1 y G2 .

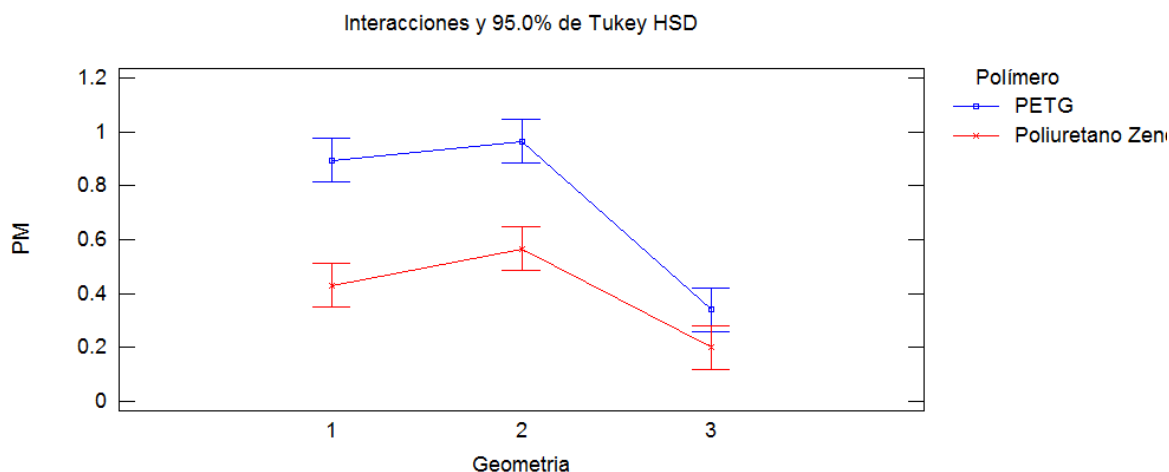
Tabla 12. ANOVA para la fuerza transversal en el primer molar (95% de confianza) PETG/ Poliuretano Zendura FLX

Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Polímero	0,5	1	0,5	144,23	0,0000
Geometría	0,818211	2	0,409106	118,01	0,0000
Interacción	0,0874333	2	0,0437167	12,61	0,0011
Residuos	0,0416	12	0,00346667		
Total	1,44724	17			

Fuente: elaboración propia

En la tabla 12. Los tres valores P implican que tanto el polímero como la geometría y su interacción son significativos en la fuerza sobre el primer molar. La figura de interacción determinada con comparación de medias Tukey (95%) se muestra a continuación.

Figura 20. Interacciones PET-G/Poliuretano Zendura FLX; Geometría del primer molar



Fuente: elaboración propia

En la figura 20. se ilustra que G1 y G2 no tienen diferencia significativa en la fuerza para cada polímero, mientras que G3 presenta los menores valores de fuerza de oposición. Además, se ilustra que la mayor fuerza transversal es ejercida por el PET-G mientras que la menor fuerza transversal es ejercida por el Poliuretano Zendura FLX. De acuerdo a la figura de interacciones se concluye que la fuerza transversal más alta ejercida por el primer molar se realiza por el PET-G indiferentemente de G1 y G2.

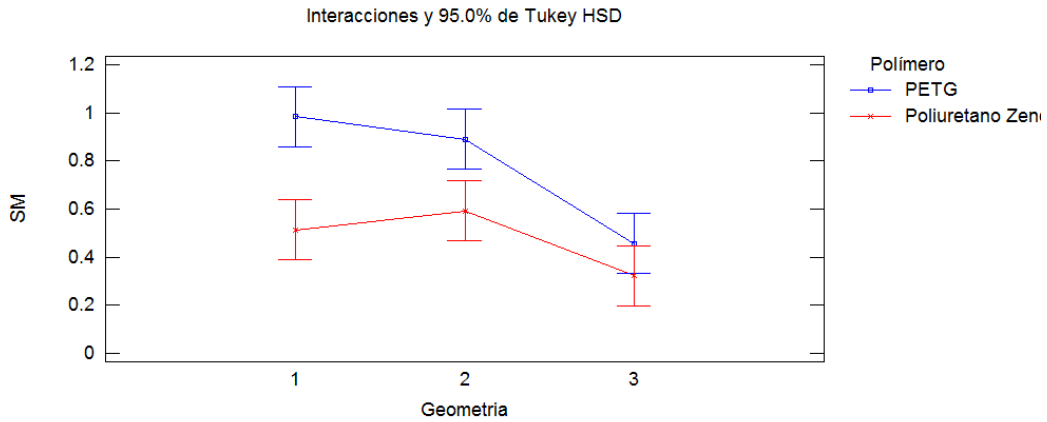
Tabla 13. ANOVA para la fuerza transversal en el segundo molar (95% de confianza)
PETG/ Poliuretano Zendura FLX

Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Polímero	0,405	1	0,405	48,73	0,0000
Geometría	0,504233	2	0,252117	30,33	0,0000
Interacción	0,0850333	2	0,0425167	5,12	0,0247
Residuos	0,0997333	12	0,00831111		
Total	1,094	17			

Fuente: elaboración propia

En la tabla 13. los tres valores P implican que tanto el polímero como la geometría son significativos en la fuerza sobre el segundo molar pero no su interacción. La figura de interacción determinada con comparación de medias Tukey (95%) se muestra a continuación.

Figura 21. Interacciones PET-G/Poliuretano Zendura FLX; Geometría del segundo molar



Fuente: elaboración propia

En la figura 21. se ilustra que G1 y G2 no tienen diferencia significativa en la fuerza para cada polímero, mientras que G3 presenta los menores valores de fuerza de oposición. Además, se ilustra que la mayor fuerza transversal es ejercida por el PET-G mientras que la menor fuerza transversal es ejercida por el Poliuretano Zendura FLX. De acuerdo a la figura de interacciones se concluye que la fuerza transversal más alta ejercida por el segundo molar se realiza por el PET-G indistintamente de G1 y G2.

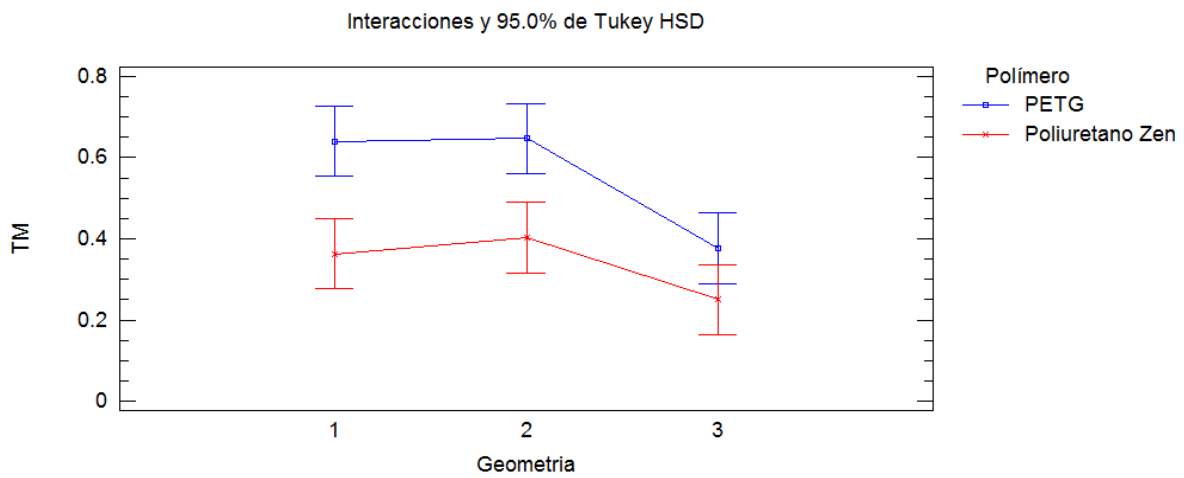
Tabla 14. ANOVA para la fuerza transversal en el tercer molar (95% de confianza) PETG/
Poliuretano Zendura FLX

Fuente	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado Medio	Razón-F	Valor-P
Polímero	0,209089	1	0,209089	52,42	0,0000
Geometría	0,161633	2	0,0808167	20,26	0,0001
Interacción	0,0186111	2	0,00930556	2,33	0,1394
Residuos	0,0478667	12	0,00398889		
Total	0,4372	17			

Fuente: elaboración propia

En la tabla 14. los tres valores P implican que tanto el polímero como la geometría son significativos en la fuerza sobre el tercer molar pero no su interacción. La figura de interacción determinada con comparación de medias Tukey (95%) se muestra a continuación.

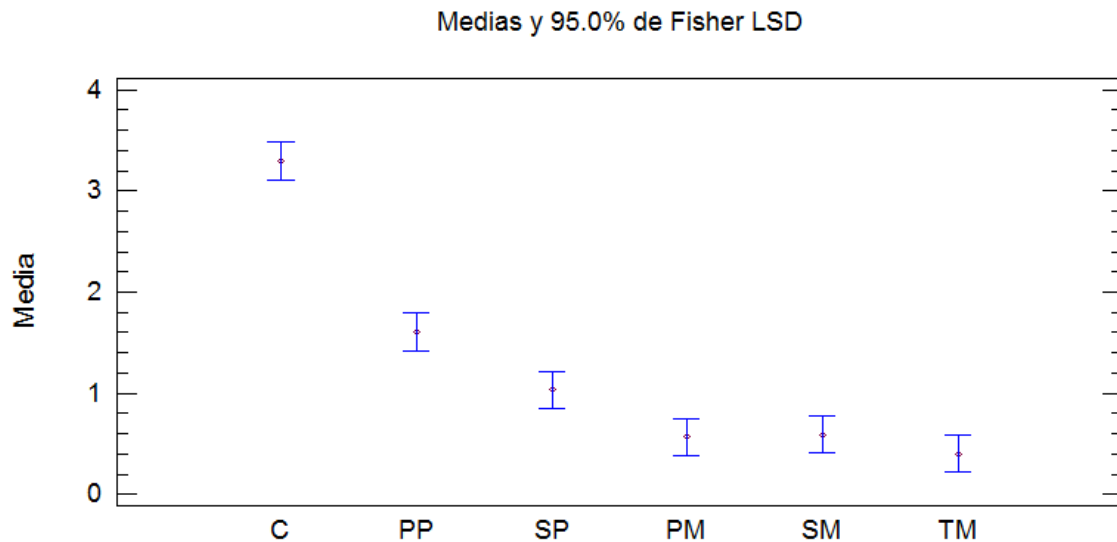
Figura 22. Interacciones PET-G/Poliuretano Zendura FLX; Geometría del tercer molar



Fuente: elaboración propia

En la figura 22. se ilustra que G1 y G2 no tienen diferencia significativa en la fuerza para cada polímero, mientras que G3 presenta los menores valores de fuerza de oposición. Además, se ilustra que la mayor fuerza transversal es ejercida por el PET-G mientras que la menor fuerza transversal es ejercida por el Poliuretano Zendura FLX. De acuerdo a la figura de interacciones se concluye que la fuerza transversal más alta ejercida por el tercer molar se realiza por el PET-G indistintamente de G1 y G2 .

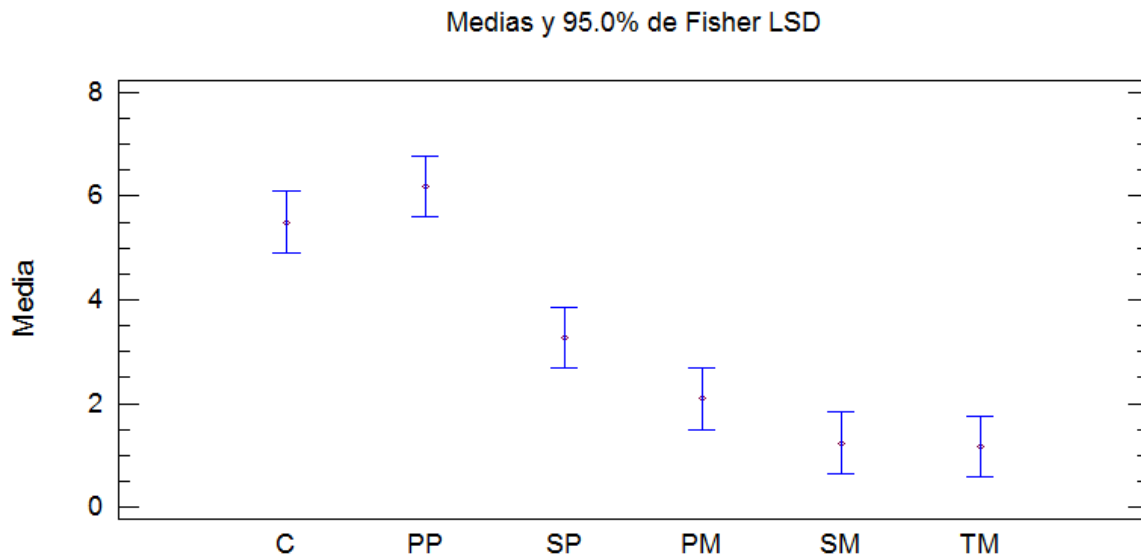
Figura 23. Media de fuerzas Poliuretano Zendura FLX en espesor 0,03 pulg y Geometría 2



Fuente: elaboración propia

En la figura 23. se ilustró el comportamiento medio de fuerzas en todas las posiciones dentales y desviaciones estándar individuales. Se observó que la magnitud de la fuerza media va disminuyendo de acuerdo a la posición dental, siendo la más alta la más cercana (posición del canino) del punto de empotramiento del sistema. También se evidenció que, si bien hay diferencia significativa de la fuerza entre las posiciones del canino, el primer premolar y el segundo molar; no se observa diferencia significativa en la medición de la fuerza sobre los molares. También se mostró que hay menor variabilidad (error de medición) en las posiciones más alejadas del punto de empotramiento; por tanto, es necesario explorar más a fondo el sistema de medición de la fuerza en dichas posiciones.

Figura 24. Media de fuerzas Polipropileno C+ en espesor 0,04 y Geometría 2



Fuente: elaboración propia

En la figura 24. se ilustró el comportamiento medio de fuerzas en todas las posiciones dentales y desviaciones estándar individuales. se observó que, no hay diferencia significativa de la fuerza entre el canino y el primer premolar, y tampoco entre los molares.

Dado que el PET-G es el polímero que más fuerza genera de acuerdo a los resultados, se diseñó un experimento con fines de verificar la influencia del espesor de la placa base del material antes del termoformado sobre la fuerza transversal en cada posición dental. El diseño fue completamente aleatorizado y corrido en un único bloque. El experimento fue hecho en el mismo equipo y por el mismo operador.

Tabla 15. Datos experimentales 2

Espesor [pulg.]	Geometría	F. C. [N]	F. P. P. [N]	F. S. P. [N]	F. P. M. [N]	F. S. M. [N]	F. T. M. [N]
0,04	2	7,71	4,79	2,8	1,72	1,53	0,9
0,03	1	5,49	2,41	1,59	0,75	0,53	0,62
0,04	1	7,46	3,23	2,07	1,02	1,19	0,89
0,03	3	2,72	1,13	0,65	0,39	0,35	0,38
0,03	2	5,03	2,79	1,51	1,06	1,04	0,74
0,04	3	4,06	1,69	1,07	0,59	0,77	0,5
0,04	3	3,41	1,87	1,2	0,67	0,64	0,42
0,04	2	7,68	3,8	2,24	1,42	1,35	1,86
0,03	2	5,54	3,12	1,84	0,95	0,87	0,68
0,04	1	8,28	4	2,37	1,39	1,2	0,7
0,03	1	6,45	2,68	1,63	0,83	1,09	0,67
0,03	3	2,72	1,1	0,62	0,28	0,51	0,39
0,04	1	6,63	3,21	2,21	1,18	1,51	0,69
0,04	2	8,83	4,8	2,58	1,57	1,54	0,97
0,03	3	2,79	1,25	0,29	0,35	0,47	0,24
0,03	2	5,58	3,41	1,86	1,27	0,97	0,87
0,04	3	3,25	1,54	1,03	0,52	0,61	0,45
0,03	1	5,67	2,86	1,45	0,91	0,95	0,67
0,04	1	7,24	3,04	2,13	0,98	1,25	0,99
0,03	2	5,05	3,18	2,12	0,86	0,85	0,53
0,03	3	2,19	1,15	0,7	0,4	0,36	0,28
0,04	2	7,54	3,55	2,36	1,53	1,36	0,7
0,04	3	3,71	1,93	1,01	0,65	0,43	0,39
0,03	1	4,99	2,59	1,06	0,83	0,99	0,63
0,04	2	8,69	4,1	2,05	1,59	1,7	0,94
0,03	2	5,56	2,29	1,91	1,01	0,91	0,65

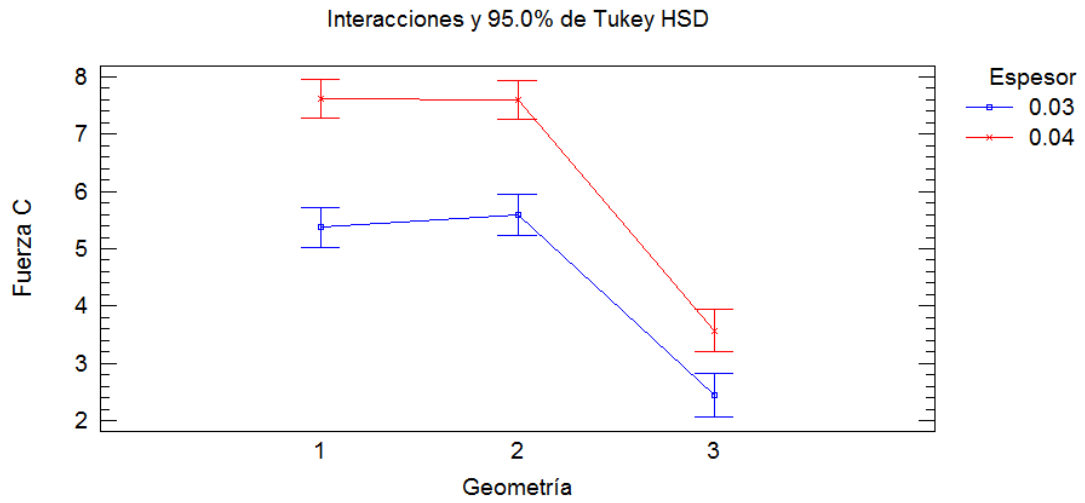
0,03	1	5,17	2,34	1,58	0,94	0,91	0,58
0,04	1	6,63	3,3	2,42	1,17	1,28	0,8
0,03	3	2,72	1,11	0,64	0,4	0,37	0,22
0,04	3	3,4	1,72	0,94	0,68	0,56	0,38
Espesor [pulg.]	Geometría	F. C. [N]	F. P. P. [N]	F. S. P. [N]	F. P. M. [N]	F. S. M. [N]	F. T. M. [N]
0,04	1	7,24	3,04	2,13	0,98	1,25	0,99
0,03	1	5,17	2,34	1,58	0,94	0,91	0,58
0,04	2	8,69	4,1	2,05	1,59	1,7	0,94
0,04	3	3,36	1,77	0,79	0,54	0,67	0,42
0,03	3	2,1	1,08	0,6	0,35	0,51	0,26
0,03	2	5,99	2,99	1,47	0,91	0,99	0,88
0,03	2	5,42	2,68	1,69	1,07	1,06	0,75
0,04	1	7,69	3,57	2,13	1,52	0,98	0,5
0,03	3	2,66	1,48	0,63	0,37	0,49	0,34
0,04	2	6,43	4,75	2,7	1,6	1,6	1,03
0,03	1	4,9	2,67	1,59	0,98	0,92	0,65
0,04	3	2,94	1,43	0,87	0,65	0,72	0,43
0,03	3	2,15	1,08	0,47	0,34	0,38	0,28
0,04	2	6,33	3,37	2,14	1,16	1,14	0,85
0,03	1	4,84	2,91	1,59	1,04	1,07	0,7
0,03	2	5,24	2,91	1,83	0,89	0,96	0,67
0,04	3	3,55	1,46	0,81	0,54	0,69	0,36
0,04	1	8,32	3,59	2,2	1,28	1,14	0,84
0,03	2	6,24	3,05	1,63	1,03	1,11	0,74
0,04	2	6,33	3,37	2,14	1,16	1,14	0,85
0,04	1	7,84	4,53	2,02	1,35	1,37	0,95
0,03	1	5,78	2,79	1,54	0,89	0,88	0,54
0,04	3	4,25	2	1,17	0,64	0,7	0,45

0,03	3	2,18	1,17	0,67	0,39	0,38	0,34
0,03	1	5,13	2,25	1,77	0,88	0,89	0,68
0,03	2	5,56	2,29	1,91	1,01	0,91	0,65
0,03	3	2,22	1,14	0,69	0,41	0,45	0,33
0,04	3	3,78	1,89	1,03	0,67	0,64	0,37
0,04	2	8,29	3,3	2,48	1,64	1,35	0,97
0,04	1	7,86	3,85	2,15	1,35	1,23	0,71
0,03	2	6,23	2,97	2,09	0,96	0,76	0,66
0,04	2	7,75	3,95	2,4	1,57	1,6	0,87
0,04	1	8,09	4,21	2,22	1,23	1,44	0,91
0,03	1	5,48	2,78	1,36	1,77	1,31	0,57
0,04	2	6,9	3,73	2,7	1,43	1,31	0,93
0,04	1	8,09	4,21	2,22	1,23	1,44	0,91

Fuente: elaboración propia

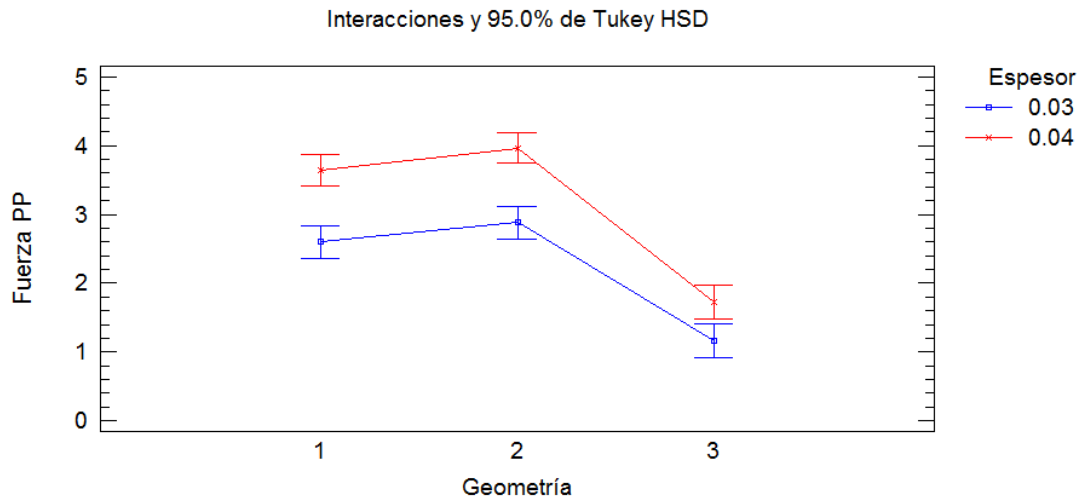
Se realizó un diseño experimental factorial con confianza de 95% e interacción de segundo orden. Los resultados del ANOVA muestran que el espesor del material antes de la termoformación es influyente en la fuerza transversal sobre cada posición dental. Dicha conclusión es corroborada en las figuras de interacción que se muestran a continuación. (Figura 25,26). En las interacciones se muestra también el intervalo de comparación de medias Tukey (95%). Para la fuerza en el canino y en el primer premolar se identifica que el material con mayor espesor genera la mayor fuerza; y que la geometría G3 continúa presentando las menores fuerzas. No hay diferencias significativas entre las geometrías G1 y G2.

Figura 25. Interacciones PET-G/Espesor del canino



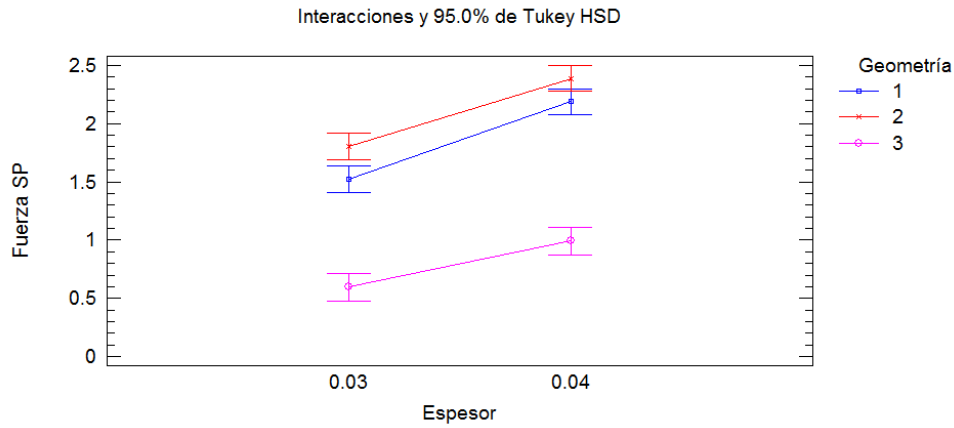
Fuente: elaboración propia

Figura 26. Interacciones PET-G/Espesor del primer premolar



Fuente: elaboración propia

Figura 27. Interacciones PET-G/Espesor del segundo premolar

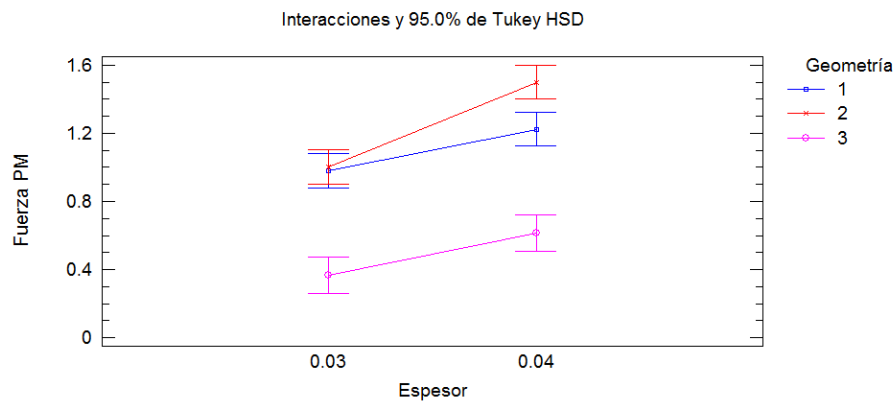


Fuente: elaboración propia

En el caso del segundo premolar no hay significancia en la interacción, y la geometría G2 con el espesor más alto producen las fuerzas más altas. (Figura 27)

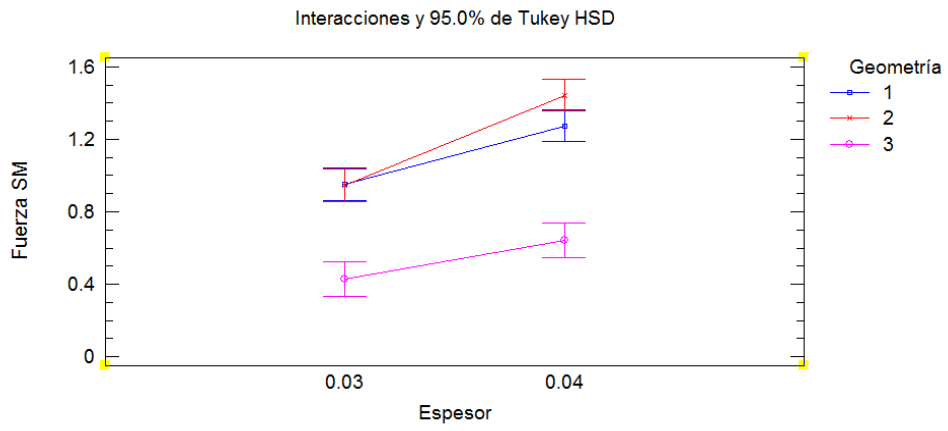
En los molares el comportamiento es similar y se confirma que el valor de las fuerzas transversales es estadísticamente igual. Se corrobora que la geometría G2 con el espesor mayor generan las fuerzas más altas. (Figura 28 y 29)

Figura 28. Interacciones PET-G/Espesor del primer molar



Fuente: elaboración propia

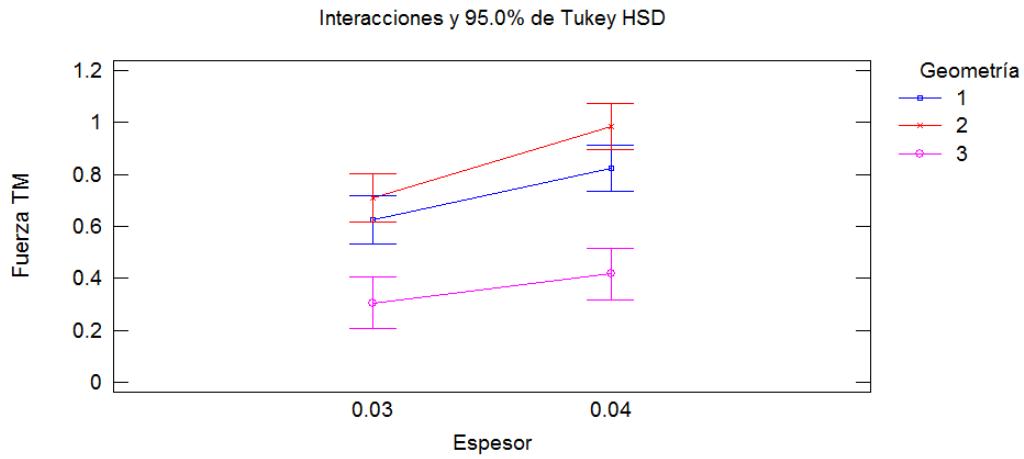
Figura 29. Interacciones PET-G/Espesor del segundo molar



Fuente:

elaboración propia

Figura 30. Interacciones PET-G/Espesor del tercer molar



7 DISCUSIÓN

*Riede et al. (2021)*⁶⁸ en un estudio retrospectivo con 30 pacientes compararon modelos digitales pre-tratamiento con los resultados esperados en el plan de tratamiento virtual (ClinCheck). Encontraron que la eficacia para lograr los objetivos transversales simulados fue del 45%. Los autores advierten que cualquier sobrecorrección reducirá hasta cierto punto la precisión, y sugieren que es posible hacer un uso de la sobrecorrección en las terapias actuales con alineadores para la expansión o contracción transversal del maxilar. Debe tenerse en cuenta que el estudio no menciona estrategias para controlar variables intervinientes como experiencia del profesional tratante, número de profesionales tratantes, régimen de uso de los alineadores (días por alineador, horas por día), cantidad de expansión planeada, edad, las cuales tiene una alta influencia en los resultados clínicos. Esta falta de eficacia clínica podría explicarse debido al degradante anteroposterior de fuerzas transversales en los alineadores. Sugerimos realizar estudios clínicos donde se tenga cuenta el tipo de polímero, el espesor y la geometría de recorte del paladar del alineador para analizar cuales son las fuerzas clínicamente eficaces, teniendo en cuenta que encontramos que tanto polímero como su espesor, la geometría del alineador y su interacción son significativos en la fuerza sobre los diferentes dientes del arco.

*Houle et al. (2017)*⁶⁹ en un estudio retrospectivo con 64 pacientes entre 18 y 61 años de edad, establecieron la predictibilidad de los sistemas de alineadores ortodóncicos en la corrección de discrepancias transversales a través de los resultados obtenidos en la expansión de los arcos maxilar y mandibular. Utilizaron modelos dentales digitales (.stl) iniciales y finales y modelos digitales obtenidos del resultado planeado en el software ClinCheck® (Align Technologies, Santa Clara CA.) para establecer en términos porcentuales, la cantidad del resultado esperado que efectivamente fue logrado clínicamente, específicamente en lo referente a la expansión transversal de los arcos. Establecieron que en todas las medidas evaluadas (inter-canina, inter-primer premolar, inter-segundo premolar, inter-primer molar), la predictibilidad promedio de la expansión transversal del arco maxilar fue del 72.8%. Adicionalmente encontraron que esa

predictibilidad clínica se reducía paulatinamente en la medida en que se progresaba hacia distal (88.9% en caninos, 84.7% en primeros premolares, 81.7% en segundos premolares, y 77.6% en primeros molares). Basado en los resultados del presente estudio, sugerimos que ese gradiente decreciente posterior de predictibilidad clínica podría explicarse en alguna medida, en la reducción progresiva hacia distal evidenciada por nuestro estudio, de las fuerzas transversales generadas por el alineador. Concluyeron adicionalmente que se sobreestima la expansión transversal por el movimiento del cuerpo, en el que se observa más es un movimiento de inclinación. Indican que la sobre-corrección de expansión en la región posterior del arco maxilar parece ser apropiada.

*Zhao et al. (2017)*⁷⁰ realizaron un estudio donde se incluyeron treinta y un casos de alineadores transparentes (Invisalign) con expansión maxilar. Se recogieron los modelos digitales tridimensionales (3D) de pretratamiento, planificados en el software Clincheck y postratamiento. Se midió y calculó el ancho del arco dental superior, la inclinación bucal de los dientes posteriores y la eficiencia de expansión (expansión adquirida o final/expansión planificada). Se analizó el impacto de factores como la inclinación bucal planificada, la cantidad de expansión planificada, la fijación y el modo de expansión en la eficiencia de expansión. Encontraron que los incrementos de ancho de arcada superior en canino, 1° y 2° premolar, 1° y 2° molar fueron (2.0±1.3), (2.8±1.5), (3.0±1.4), (1.8±1.0) y 0.5 (0.1, 1.1) mm, con su eficiencia del 68%, 70%, 68%, 55% y 29%, respectivamente. Los dientes posteriores mostraron una inclinación bucal significativamente mayor que la posición planificada ($P < 0,05$). Concluyen que la eficiencia de la expansión disminuye desde los primeros premolares hasta los segundos molares. Este fenómeno podría explicarse debido a que al medir las fuerzas transversales del alineador se observa un degradable de fuerza en sentido antero-posterior, teniendo en cuenta que hay diferencia significativa entre las fuerzas del canino, el primer premolar y el segundo molar; no se observa diferencia significativa en la medición de la fuerza sobre los molares.

*Solano et al. (2016)*⁷¹ midieron sobre modelos digitales y los modelos ClinCheck (Align Technologies) el ancho transversal entre los dientes posteriores a nivel gingival y en la punta de la cúspide, en los arcos pre y pos-tratamiento. Concluyeron que la expansión

programada en el plan de tratamiento virtual no es predecible, resultando en la generación de falsas expectativas clínicas, tanto para los clínicos, como para los pacientes mismos . Se requiere un mejor conocimiento del comportamiento mecánico de los sistemas de alineadores en mecánicas expansivas, determinando las causas de las limitaciones biomecánicas, permitiendo realizar las modificaciones necesarias para incrementar su eficacia clínica.

*Djeu et al (2005)*⁷² compararon los puntajes de calificación de resultados clínicos utilizando el Objective Grading System (OBS) del American Board of Orthodontics, entre casos tratados con alineadores y aparatología ortodóncica fija, encontrando que los resultados de corrección de mordida cruzada posterior se correlacionaron negativamente con la mordida pre-tratamiento, indicando la baja eficacia de los alineadores en la corrección de discrepancias transversales.

*Elshazly et al. (2022)*⁷³ realizaron un estudio en el que estudian la distribución de la tensión y la transmisión de las fuerzas generadas por los alineadores sobre la superficie del diente, y como se ven afectadas por la geometría y la extensión de la línea de corte, donde concluyen que el recorte festoneado conduce a una mayor flexibilidad y al debilitamiento del material en el área del margen, lo que da como resultado una reducción de la cantidad de fuerza aplicada sobre el diente cerca del zona gingival, disminuyendo la probabilidad de realizar movimientos más complejos (como la traducción corporal). Recortar el alineador recto extendido, es una forma de aumentar la rigidez, retención y adaptación gingival del alineador, y en consecuencia lograr una mejor distribución de la tensión y un mejor control del movimiento dentario, y aplicar más fuerza en el área gingival, más cerca del centro de resistencia, por lo tanto, potencialmente mejorar el control de movimiento corporal. Los resultados anteriores, soportan los nuestros, sin embargo creemos que tiene un efecto localizado en el diente. Nosotros proponemos ya que la con la geometría G1 y G2 se rigidizada la herradura que sigue el arco dental, especialmente en el segmento de los dientes anteriores, lo cual aumenta el efecto transversal de las fuerzas que entrega el alineador.

*Gao et al. (2017)*⁷⁴, utilizando un sensor de 6 ejes en una configuración in vitro, midieron las fuerzas intrusivas y de tipping generadas sobre un incisivo superior por alineadores plásticos, con espesores y márgenes de recorte gingival de diferente dimensión. Encontraron que al incrementar tanto el espesor del plástico (0.5, 0.625 y 0.75 mm) utilizado, como el ancho del margen de recorte gingival (de 0–1, 3–4, y 6–7 mm) de los alineadores, las fuerzas generadas incrementaban, especialmente en el movimiento de inclinación. Estos resultados soportan los del presente estudio, a pesar de que la interpretación de las fuerzas y momentos actuando sobre el alineador durante la expansión son muy diferentes a las de los movimientos de intrusión y inclinación. Sin embargo y en concordancia con el estudio de Gao y cols, consideramos que la mayor rigidez aportada al alineador vía incremento de espesor y margen de recorte explicarían parcialmente los cambios en fuerzas resultantes producidas por el alineador, independientemente del tipo de movimiento planeado. Coincidiendo con el nuestro estudio, Gao y cols. encontraron que no hubo diferencia significativa cuando el margen de recorte se aumentaba de 3-4 mm a 6-7 mm, hallazgo similar al nuestro cuando comparamos las geometrías G₁ y G₂.

*Liu et al. (2015)*⁷⁵ realizan una investigación de la distribución de la tensión inicial inducida dentro del ligamento periodontal por aparatos termoplásticos con diferentes espesores que van desde 0,5 a 1,25 mm. Concluyeron que el movimiento dental inducido por los aparatos termoplásticos está fuertemente correlacionado tanto con la intensidad de los esfuerzos de tracción y compresión, como con la distribución del estrés dentro del PDL. La intensidad de la tensión de tracción y compresión inducida por un aparato termoplástico está fuertemente relacionada con el espesor del aparato. El grosor del aparato debe especificarse cuidadosamente para lograr las condiciones mecánicas predecibles requeridas para generar el movimiento dental planeado. Cabe tener en cuenta esta consideración, ya que en encontramos que existe una relación significativa entre el espesor del polímero y la fuerza que producen. *Hahn et al. (2009)*⁷⁶ cuantificaron las fuerzas aplicadas por aparatos termoplásticos hechos de 2 materiales con 2 espesores, a un incisivo central superior durante la inclinación. Encontraron que las fuerzas entregadas por los aparatos de mayor espesor fueron en general significativamente más altas ($P < 0.0001$) que las de los materiales

delgados. Las fuerzas aplicadas fueron en su mayoría demasiado altas en comparación con las indicadas en la literatura como ideales. Además del espesor, el proceso de termoformado influye en la magnitud de la fuerza ejercida por un aparato termoformado. Si bien en estos estudios se realizan movimientos de inclinación dentro de la simulación, los resultados concuerdan con los de nuestros para las fuerzas transversales, donde a mayor grosor del polímero, mayores son fuerzas se generan.

*Iliadi et al. (2019)*⁷⁷ concluyeron que el grosor del alineador no parece tener un papel significativo en las fuerzas y los momentos generados por los alineadores transparentes en configuraciones específicas, teniendo en cuenta que los movimientos dentales estudiados con mayor frecuencia son la inclinación y la rotación. En nuestro estudio encontramos una diferencia significativa entre las fuerzas transversales generadas por el material PETG de 0,030 pulgadas y 0,40 pulgadas, siendo este último el que mayores fuerzas genera.

*Morales et al. (2020)*⁷⁸ evaluaron la eficacia de los alineadores en la corrección de discrepancias transversales, comparando en modelos digitales, la expansión planeada con la expansión efectiva lograda en el tratamiento, encontrando que la mayor predictibilidad se expresó en los premolares y primeros molares (80% - 81% - 89%) y el efecto expansivo menos predecible se expresó a nivel de caninos y segundos molares (75% y 65%). Cabe anotar que en la muestra fueron incluidos pacientes con deficiencia transversal, con y sin mordida cruzada posterior, una condición oclusal que afectaría de manera clara la eficacia mecánica de expansión de los arcos debido a la dinámica interoclusal en los casos cruzados. Tampoco se relata en el estudio la manera como se controló el uso de elásticos cruzados intermaxilares, los cuales potencializan de manera importante la capacidad expansiva de los alineadores.

*Charampakis et al. (2018)*⁷⁹, compararon la eficacia de los alineadores en 20 pacientes, a través de superimposición de modelos digitales iniciales finales y de movimientos planeados, encontrando la misma reducida eficacia de los alineadores en la expansión canina con respecto a la expansión a nivel de premolares. Los autores atribuyeron esta reducida eficacia a nivel canina a la mayor longitud y volumen radicular característica de

estos dientes. Sugerimos analizar la fuerza clínicamente eficaz para lograr el movimiento. A su vez modificar la geometría, el espesor del alineador para que este entregue mayor fuerza.

8 LIMITACIONES DEL ESTUDIO:

El polimero PET-G se encuentra comercialmente disponible en espesores de 0,030 pulg y 0,040 pulg, el poliuretano Zendura FLX en espesor de 0,030 pulg y el polipropileno C+ en espesor de 0,040 pulg. Debido a esto las comparaciones entre los polímeros son estadísticamente válidas entre PET-G 0,030 y poliuretano zendura FLX 0,030 pulg; así mismo PET-G 0,040 pulg y polipropileno C+ 0,040 pulg. Sería interesante utilizar mayor cantidad de polímeros con los mismos espesores para que la comparación sea mas detallada.

9 CONCLUSIONES

Las fuerzas más altas sobre cada posición dental del arco maxilar son generadas por el material PET-G con el espesor más alto (0,04 pulg.) y en las geometrías G1 y G2 de recorte del paladar. También se puede evidenciar que el Poliuretano Zendura genera las fuerzas transversales más bajas y que a menor espesor del material antes del termoformado se evidencia menor fuerza.

La geometría G3, corte convencional, genera las menores fuerzas en los tres tipos de polímeros y en todas las posiciones dentales.

Existe un degradiente en sentido antero posterior de las fuerzas transversales producidas por los alineadores dentales.

10 RECOMENDACIONES

Sería interesante utilizar mayor cantidad de polímeros con los mismos espesores para que la comparación sea más detallada.

Se requiere un mejor conocimiento del comportamiento mecánico de los sistemas de alineadores en mecánicas expansivas, determinando las causas de las limitaciones biomecánicas, permitiendo realizar las modificaciones necesarias para incrementar su eficacia clínica.

Se recomienda utilizar tratamientos “multi plásticos”, en las etapas que se va a hacer expansión, podrían incrementar el espesor del polímero, utilizar el más rígido (PET-G), sobre- expandir. Además de utilizar una G1 o G2. Y para corregir rotaciones e inclinaciones, el más flexible (Zendura) podría ser el indicado.

11 REFERENCIAS

- ¹ Stillman JH. Dimensional changes of the dental arches: Longitudinal study from birth to 25 years. *Am J Orthod.* 1964 Oct;50(11):824–42.
- ² Ram Nanda, Stephen F. Snodell, Prashanti Bollu. Transverse Growth of Maxilla and Mandible. *Seminars in Orthodontics.* 2012;18(2):100–17.
- ³ Mauad BA, Silva RC, de Castro Aragón MLS, Pontes LF, da Silva Júnior NG, Normando. D. Changes in lower dental arch dimensions and tooth alignment in young adults without orthodontic treatment. *Dental Press J Orthod.* 2015;20(3):64–8.
- ⁴ Harris EF. A longitudinal study of arch size and form in untreated adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111(4):419-27
- ⁵ Moorrees CFA, Reed. RB. Biometrics of crowding and spacing of the teeth in the mandible. *Am J Phys Anthropol.* 1954;12(1):77–88.
- ⁶ Betts NJ, Vanarsdall RL, Barber HD, Higgins-Barber K, Rj. F. Diagnosis and treatment of transverse maxillary deficiency. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1995;10(2):75–96.
- ⁷ Howe RP, McNamara JA Jr, O'Connor KA. An examination of dental crowding and its relationship to tooth size and arch dimension. *Am J Orthod.* 1983;83(5):363-73.

-
- ⁸ Lee RT. Arch width and form: a review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;115(3):305-13.
- ⁹ Baysal A, Veli I, Ucar FI, Eruz M, Ozer T, Uysal T. Changes in mandibular transversal arch dimensions after rapid maxillary expansion procedure assessed through cone-beam computed tomography. *Korean J Orthod.* 2011;41(3):200–10
- ¹⁰ Padilla MR, Tello LR, Hernández JA. Early approach of the transversal malocclusions, diagnosis and treatment. Literature review. *Rev Estomat.* 2009;17(1):30–7.
- ¹¹ Recio OR, de Vicente Rodríguez JC, Pendás. SL. Diagnóstico y plan de tratamiento en cirugía ortognática. *RCOE.* 2002;7(6):629–41.
- ¹² Ingervall B, Thüer U, Vuillemin T. Stability and effect on the soft tissue profile of mandibular setback with sagittal split osteotomy and rigid internal fixation. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1995;10(1):15-25.
- ¹³ Vásquez JM, Escobar AFC, Loyo IF, Cano PAS. Correlation between transverse maxillary discrepancy and the inclination of first permanent molars. A pilot study. *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2017;28(2):354-73.
- ¹⁴ Kesling HD. Coordinating the predetermined pattern and tooth positioner with conventional treatment. *Am J Orthod Oral Surg.* 1946;32:285-93.

¹⁵ Liu CL, Sun WT, Liao W, Lu WX, Li QW, Jeong Y, Liu J, Zhao ZH. Colour stabilities of three types of orthodontic clear aligners exposed to staining agents. *Int J Oral Sci.* 2016;8(4):246-253.

¹⁶ Pratto I, Busato MCA, Bittencourt PRS. Thermal and mechanical characterization of thermoplastic orthodontic aligners discs after molding process. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2022;126:104991.

¹⁷ Ercoli F, Tepedino M, Parziale V, Luzi C. A comparative study of two different clear aligner systems. *Prog Orthod.* 2014;15(1):31.

¹⁸ Echarri P. Posibilidades terapeuticas del Clear-Aligner. *Dental tribune* [Internet]. 2014; Available from: <https://es.dental-tribune.com/news/posibilidades-terapeuticas-del-ca-clear-aligner/>

¹⁹ 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 Dentofacial Orthop.* 2009;135(1):27-35.

²⁰ Djeu G, Shelton C, Maganzini A. Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment compared with the American Board of Orthodontics objective grading system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128(3):292-8;

-
- ²¹ Kassas W, Al-Jewair T, Preston CB, Tabbaa S. Assessment of Invisalign treatment outcomes using the ABO Model Grading System. *J World FedOrthod.* 2013;2:e61–4.
- ²² Solano-Mendoza B, Sonnemberg B, Solano-Reina E, Iglesias-Linares A. How effective is the Invisalign® system in expansion movement with Ex30' aligners? *Clin Oral Investig.* 2017;21(5):1475-1484.
- ²³ Houle JP, Piedade L, Todescan R Jr, Pinheiro FH. The predictability of transverse changes with Invisalign. *Angle Orthod.* 2017;87(1):19-24.
- ²⁴ Papadimitriou A, Mousoulea S, Gkantidis N, Kloukos D. Clinical effectiveness of Invisalign® orthodontic treatment: a systematic review. *Prog Orthod.* 2018;19(1):37.
- ²⁵ Riede U, Wai S, Neururer S, Reistenhofer B, Riede G, Besser K, Crismani A. Maxillary expansion or contraction and occlusal contact adjustment: effectiveness of current aligner treatment. *Clin Oral Investig.* 2021;25(7):4671-4679.
- ²⁶ Kesling HD. Coordinating the predetermined pattern and tooth positioner with conventional treatment. *Am J Orthod Oral Surg.* 1946;32:285-93.
- ²⁷ Morton J, Derakhshan M, Kaza S, Li C. Design of the Invisalign system performance. *Seminars in Orthodontics.* 2017;23(1):3-11.

-
- ²⁸ Meier B, Wiemer KB, Miethke RR. Invisalign--patient profiling. Analysis of a prospective survey. *J Orofac Orthop.* 2003;64(5):352-8.
- ²⁹ Echarri P. Posibilidades terapeuticas del Clear-Aligner. *Dental tribune* [Internet]. 2014; Available from: <https://es.dental-tribune.com/news/posibilidades-terapeuticas-del-ca-clear-aligner/>
- ³⁰ Houle JP, Piedade L, Todescan R Jr, Pinheiro FH. The predictability of transverse changes with Invisalign. *Angle Orthod.* 2017;87(1):19-24.
- ³¹ Joffe L. Invisalign: early experiences. *J Orthod.* 2003;30(4):348-52.
- ³² Kuo E, Miller RJ. Automated custom-manufacturing technology in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123(5):578-81.
- ³³ Weir T. Clear aligners in orthodontic treatment. *Aust Dent J.* 2017 Mar;62 Suppl 1:58-62.
- ³⁴ Bondemark L, Holm AK, Hansen K, Axelsson S, Mohlin B, Brattstrom V, Paulin G, Pietila T. Long-term stability of orthodontic treatment and patient satisfaction. A systematic review. *Angle Orthod.* 2007;77(1):181-91.
- ³⁵ Keles F, Bos A. Satisfaction with orthodontic treatment. *Angle Orthod.* 2013;83(3):507-11.

³⁶ Lagravère MO, Flores-Mir C. The treatment effects of Invisalign orthodontic aligners: a systematic review. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(12):1724-9.

³⁷ Walton DK, Fields HW, Johnston WM, Rosenstiel SF, Firestone AR, Christensen JC. Orthodontic appliance preferences of children and adolescents. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010 Dec;138(6):698.e1-12; discussion 698-9.

³⁸ 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;15(1):64.

³⁹ 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 Dentofacial Orthop.* 2009;135(1):27-35.

⁴⁰ Krieger E, Seiferth J, Marinello I, Jung BA, Wriedt S, Jacobs C, Wehrbein H. Invisalign® treatment in the anterior region: were the predicted tooth movements achieved? *J Orofac Orthop.* 2012;73(5):365-76.

⁴¹ Hennessy J, Al-Awadhi EA. Clear aligners generations and orthodontic tooth movement. *J Orthod.* 2016;43(1):68-76.

⁴² Weir T. Clear aligners in orthodontic treatment. *Aust Dent J.* 2017 Mar;62 Suppl 1:58-62.

⁴³ Buschang PH, Shaw SG, Ross M, Crosby D, Campbell PM. Comparative time efficiency of aligner therapy and conventional edgewise braces. *Angle Orthod.* 2013;18:391–96.

⁴⁴ Simon M, Keilig L, Schwarze J, Jung BA, Bourauel C. Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners: incisor torque, premolar derotation, and molar distalization. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;145(6):728-36.

⁴⁵ Alansari S, Atique MI, PabloGomez J, Hamidaddin M, Sangsuwona SNT, Khoo E, et al. The effects of brief daily vibration on clear aligner orthodontic treatment. *Journal of the World Federation of Orthodontists.* 2018 Dec;7(4):134–40.

⁴⁶ Echarri P. Posibilidades terapeuticas del Clear-Aligner. *Dental tribune* [Internet]. 2014; Available from: <https://es.dental-tribune.com/news/posibilidades-terapeuticas-del-ca-clear-aligner/>

⁴⁷ Zhang N, Bai Y, Ding X, Zhang Y. Preparation and characterization of thermoplastic materials for invisible orthodontics. *Dent Mater J.* 2011;30(6):954-9.

⁴⁸ Liu CL, Sun WT, Liao W, Lu WX, Li QW, Jeong Y, Liu J, Zhao ZH. Colour stabilities of three types of orthodontic clear aligners exposed to staining agents. *Int J Oral Sci.* 2016;8(4):246-253.

-
- ⁴⁹ Pratto I, Busato MCA, Bittencourt PRS. Thermal and mechanical characterization of thermoplastic orthodontic aligners discs after molding process. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2022;126:104991.
- ⁵⁰ Zhang N, Bai Y, Ding X, Zhang Y. Preparation and characterization of thermoplastic materials for invisible orthodontics. *Dent Mater J.* 2011;30(6):954-9.
- ⁵¹ Zhang N, Bai Y, Ding X, Zhang Y. Preparation and characterization of thermoplastic materials for invisible orthodontics. *Dent Mater J.* 2011;30(6):954-9.
- ⁵² Zhang N, Bai Y, Ding X, Zhang Y. Preparation and characterization of thermoplastic materials for invisible orthodontics. *Dent Mater J.* 2011;30(6):954-9.
- ⁵³ Caicedo C, Delgado LMC, De La Cruz Rodríguez H, Jaramillo NAÁ. Thermo-mechanical properties of Polypropylene: Effects during reprocessing. *Ingeniería Investigación y tecnología.* 2017;18(3):245–52.
- ⁵⁴ Ercoli F, Tepedino M, Parziale V, Luzi C. A comparative study of two different clear aligner systems. *Prog Orthod.* 2014;15(1):31.
- ⁵⁵ Iliadi A, Koletsi D, Eliades T. Forces and moments generated by aligner-type appliances for orthodontic tooth movement: A systematic review and meta-analysis. *Orthod Craniofac Res.* 2019;22(4):248-258.

⁵⁶ Goeckner K, Pepakayala V, Nervina J, Gianchandani Y, Kapila S. Three-Dimensional Force Measurements During Rapid Palatal Expansion in *Sus scrofa*. *Micromachines* (Basel). 2016;7(4):64.

⁵⁷ Iliadi A, Koletsi D, Eliades T. Forces and moments generated by aligner-type appliances for orthodontic tooth movement: A systematic review and meta-analysis. *Orthod Craniofac Res*. 2019;22(4):248-258.

⁵⁸ Djeu G, Shelton C, Maganzini A. Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment compared with the American Board of Orthodontics objective grading system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005;128(3):292-8.

⁵⁹ 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 Dentofacial Orthop*. 2009;135(1):27-35.

⁶⁰ Pavoni C, Lione R, Laganà G, Cozza P. Self-ligating versus Invisalign: analysis of dento-alveolar effects. *Ann Stomatol (Roma)*. 2011;2(1-2):23-7.

⁶¹ Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL. Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: a systematic review. *Angle Orthod*. 2015;85(5):881-9.

⁶² Solano-Mendoza B, Sonnemberg B, Solano-Reina E, Iglesias-Linares A. How effective is the Invisalign® system in expansion movement with Ex30' aligners? *Clin Oral Investig.* 2017;21(5):1475-1484.

⁶³ Houle JP, Piedade L, Todescan R Jr, Pinheiro FH. The predictability of transverse changes with Invisalign. *Angle Orthod.* 2017;87(1):19-24.

⁶⁴ Zhao X, Wang HH, Yang YM, Tang GH. [Maxillary expansion efficiency with clear aligner and its possible influencing factors]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2017;52(9):543-548.

⁶⁵ Papadimitriou A, Mousoulea S, Gkantidis N, Kloukos D. Clinical effectiveness of Invisalign® orthodontic treatment: a systematic review. *Prog Orthod.* 2018;19(1):37.

⁶⁶ Riede U, Wai S, Neururer S, Reistenhofer B, Riede G, Besser K, Crismani A. Maxillary expansion or contraction and occlusal contact adjustment: effectiveness of current aligner treatment. *Clin Oral Investig.* 2021;25(7):4671-4679.

⁶⁷ Iliadi A, Koletsi D, Eliades T. Forces and moments generated by aligner-type appliances for orthodontic tooth movement: A systematic review and meta-analysis. *Orthod Craniofac Res.* 2019;22(4):248-258.

⁶⁸ Riede U, Wai S, Neururer S, Reistenhofer B, Riede G, Besser K, Crismani A. Maxillary expansion or contraction and occlusal contact adjustment: effectiveness of current aligner treatment. *Clin Oral Investig.* 2021;25(7):4671-4679.

⁶⁹ Houle JP, Piedade L, Todescan R Jr, Pinheiro FH. The predictability of transverse changes with Invisalign. *Angle Orthod.* 2017;87(1):19–24.

⁷⁰ Zhao X, Wang HH, Yang YM, Tang GH. [Maxillary expansion efficiency with clear aligner and its possible influencing factors]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2017;52(9):543-548

⁷¹ Solano-Mendoza B, Sonnemberg B, Solano-Reina E, Iglesias-Linares A. How effective is the Invisalign® system in expansion movement with Ex30' aligners? *Clin Oral Investig.* 2017;21(5):1475-1484.

⁷² Djeu G, Shelton C, Maganzini A. Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment compared with the American Board of Orthodontics objective grading system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128(3):292-8.

⁷³ Elshazly TM, Keilig L, Salvatori D, Chavanne P, Aldesoki M, Bourauel C. Effect of trimming line design and edge extension of orthodontic aligners on force transmission: An in vitro study. *J Dent.* 2022 Oct;125:104276.

⁷⁴ Gao L, Wichelhaus A. Forces and moments delivered by the PET-G aligner to a maxillary central incisor for palatal tipping and intrusion. *Angle Orthod.* 2017 Jul;87(4):534-541.

⁷⁵ Liu D-S, Chen Y-T. Effect of thermoplastic appliance thickness on initial stress distribution in periodontal ligament. *Advances in Mechanical Engineering.* 2015;7 (4):

⁷⁶ Hahn W, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, Zapf A, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonsari R. Influence of thermoplastic appliance thickness on the magnitude of force delivered to a maxillary central incisor during tipping. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 Jul;136(1):12.e1-7; discussion 12-3.

⁷⁷ Iliadi A, Koletsi D, Eliades T. Forces and moments generated by aligner-type appliances for orthodontic tooth movement: A systematic review and meta-analysis. *Orthod Craniofac Res.* 2019;22(4):248-258.

⁷⁸ Morales-Burruezo I, Gandía-Franco JL, Cobo J, Vela-Hernández A, Bellot-Arcís C. Arch expansion with the Invisalign system: Efficacy and predictability. *PLoS One.* 2020 Dec 10;15(12):e0242979.

⁷⁹ Charalampakis O, Iliadi A, Ueno H, Oliver DR, Kim KB. Accuracy of clear aligners: A retrospective study of patients who needed refinement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2018 Jul;154(1):47-54.