

**BIOMECÁNICA DE LA FORMA Y UBICACIÓN DE ATTACHMENTS EN LA
EXTRUSIÓN DE INCISIVOS SUPERIORES CON ALINEADORES: ANÁLISIS DE
ELEMENTOS FINITOS**

AUTORES

ANNY XIMENA QUIMBAYO

ANGELICA MARCELA UBAQUE

ASTRID ELIANA ALBARRACÍN VALDERRAMA

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC

ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR

BOGOTÁ D.C, JUNIO DE 2026

**BIOMECÁNICA DE DIFERENTES FORMAS Y UBICACIÓN DE ATTACHMENTS
PARA EL MOVIMIENTO DE EXTRUSIÓN DE INCISIVOS CENTRALES
SUPERIORES CON ALINEADORES. ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS**

AUTORES

ANNY XIMENA QUIMBAYO

ANGELICA MARCELA UBAQUE

ASTRID ELIANA ALBARRACÍN VALDERRAMA

Asesor Científico y Metodológico

DRA. LUZ ANDREA VELANDIA PALACIO

Especialista en Ortodoncia

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC

ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR

BOGOTÁ D.C, JUNIO DE 2026

PÁGINA DE ACEPTACIÓN

El trabajo de grado “BIOMECÁNICA DE DIFERENTES FORMAS Y UBICACIÓN DE ATTACHMENTS PARA EL MOVIMIENTO DE EXTRUSIÓN DE INCISIVOS CENTRALES SUPERIORES CON ALINEADORES. ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS.” elaborado por Anny Ximena Quimbayo, Angélica Marcela Ubaque, Astrid Eliana Albarracín Valderrama como requisito para optar por el título de especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar.

Dra. Luz Andrea Velandia Palacio
Asesora Metodológica y Científica

Dra. Sonia Rubiela Unriza Puin
Directora Centro Investigación
Colegio Odontológico – CICO
(BOGOTÁ)

Dra. Sandra Elizabeth Aguilera Rojas
Directora de Investigación y Gestión de conocimiento
Institución Universitaria Colegios de Colombia

DEDICATORIA

Dedicamos este trabajo principalmente a Dios, por guiarnos y brindarnos la fortaleza, sabiduría y perseverancia necesarias para culminar esta importante etapa de formación profesional.

A nuestros padres y familias, por su apoyo incondicional, amor y confianza durante cada momento de este proceso. Gracias por ser nuestro motor y acompañarnos en el cumplimiento de este logro.

Finalmente, dedicamos este trabajo a todas las personas que hicieron parte de este camino y que, con sus enseñanzas, apoyo y motivación, contribuyeron a nuestra formación personal y profesional.

AGRADECIMIENTOS

“La investigación es una tarea en equipo” Daniel Cassany.

Expresamos nuestro más sincero agradecimiento a Dios por permitirnos culminar esta etapa académica y profesional con salud, aprendizaje y perseverancia.

A nuestras familias, por su apoyo constante, comprensión y motivación durante el desarrollo de este posgrado.

A la Institución Universitaria Colegios de Colombia – UNICOC, por brindarnos la formación académica y las herramientas necesarias para nuestro crecimiento profesional.

A la Dra. Liliana Jara, directora del posgrado, por su acompañamiento y compromiso con nuestra formación académica.

Especialmente, agradecemos a la Dra. Luz Andrea Velandia Palacio, asesora de esta investigación, por su dedicación, orientación, paciencia y apoyo constante durante todo el desarrollo del proyecto. Su acompañamiento fue fundamental para la realización y culminación de este trabajo.

Asimismo, agradecemos a todas las personas y docentes que, de una u otra manera, contribuyeron con sus conocimientos y apoyo al desarrollo de esta investigación.

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN.....	11
<u>1. ASPECTOS TEÓRICOS CIENTÍFICOS.....</u>	<u>13</u>
<u>1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....</u>	<u>13</u>
1.2 JUSTIFICACIÓN	16
1.3 PROPÓSITO	18
1.4 ANTECEDENTES	20
1.5 MARCO TEÓRICO.....	23
Biomecánica de los Alineadores en Ortodoncia.....	23
HISTORIA.....	24
ALINEADORES	26
Principios de funcionamiento	29
Ventajas clínicas.....	30
Eficacia en el tratamiento de maloclusiones.....	31
Consideraciones técnicas	31
Biomecánica resumida	32
Biomecánica y colocación de attachments	34
Evolución y tipos de attachments	35
1.6 OBJETIVOS.....	41
1.6.1 Objetivo General.....	42
1.6.2 Objetivos Específicos	42
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS	42
2.1 TIPO DE ESTUDIO	42
2.2 OBJETO DE ESTUDIO.....	42
2.3 MATERIAL OBJETO DE ESTUDIO	43
2.4 UNIDAD DE OBSERVACIÓN.....	43
2.5 MUESTRA.....	44
2.6 CRITERIOS DE SELECCIÓN.....	44

2.6.1 Criterios de exclusión.....	45
Paciente sin dispositivos fijos intraorales que distorsiones la tomografía	45
Paciente con buen estado periodontal	45
Sin presencia de caries	45
Sin tratamiento previo de ortodoncia	45
Con dientes permanentes	45
Edad entre 20 a 40 años	45
2.6.2 Criterios de exclusión.....	45
2.7 PROCEDIMIENTO	53
2.8 ASPECTOS ÉTICOS	55
2.8.1 Consentimiento individual.....	55
2.8.2 Causar daño o algo impropio.....	55
2.8.3 Confidencialidad.....	56
2.9 ANÁLISIS ESTADÍSTICOS	56
3. RESULTADOS.....	57
4. DISCUSIÓN.....	61
5. CONCLUSIONES.....	66
6. RECOMENDACIONES	68
7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	70
ANEXOS	74
ESFUERZOS Y DEFORMACIONES INICIALES.....	74

LISTAS ESPECIALES

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. comparación alineadores y aparatología fija	39
Tabla 2. . Configuración de attachments.....	46
Tabla 3. Operacionalización de variables de estudio.....	52
Tabla 4 .Características de mallado.....	59
Tabla 5. Area bajo la curva del desplazamiento según diseño.....	68
Tabla 6. Estrés De Von mises.....	69

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Attachment Elipsoidal.....	44
Figura 2. Attachment Rectangular.....	44
Figura 3. Attachment Biselado.....	44
Figura 4. Attachment Piramidal.....	45
Figura 5. Attachment Cuarto de esfera.....	45
Figura 6. Hueso cortical.....	54
Figura 7. Hueso Trabecular.....	55
Figura 10 Attachemnts	57
Figura 11 Alineador.....	57
Figura 12. Ubicación de los Attachment Prismáticos.....	58
Figura 13 Attachment Prismático.....	60
Figura 14 Análisis de attachments.....	61
Figura 15 Comparación de la distribución del estrés (MPa) entre el diseño biselado y el elipsoidal en posición incisal.....	70
Figura 16. Distribucion de efuerzos en el LP Hueso cortical y trabecular para los diseños biselado y elipsoidal en posición incisal.....	72
Figura 17. Distribución de deformación total (mm) y esfuerzo equivalente de Von mises del attachment Elipsoidal en posición Gingival.....	99
Figura 18. Distribución de deformación total (mm) y esfuerzo equivalente de Von mises en hueso cortical y trabecular durante la simulación FEM	101

Figura 19. Distribución de deformación total (mm) y esfuerzo equivalente de Von mises en el ligamento periodontal bajo una fuerza incisal inducida de 0.84N	102
Figura 20 Distribución de deformación total (mm) y esfuerzo equivalente de Von mises en el incisivo central superior durante la simulación FEM.	103
Figura 21 Distribución de deformación total (mm) y esfuerzo equivalente de Von mises en el ligamento periodontal bajo una fuerza inducida de 1.52 N	104
Figura 22 Distribución de deformación total (mm) y esfuerzo equivalente de Von mises en hueso cortical y trabecular medianre análisis de elementos finitos	105
Figura 23 Distribución de deformación total (mm) y esfuerzo equivalente de Von mises en el incisivo central superior durante la simulación FEM	106
Figura 24 Distribución de deformación total (mm) y esfuerzo equivalente de Von mises en el ligamento periodontal bajo una fuerza inicial inducida de 1.94N	107
Figura 25 Distribución de deformación total (mm) y esfuerzo equivalente de Von mises en el hueso cortical y trabecular bajo una fuerza inducida de 1.94N	108
Figura 26. Nuevas geometrias attachment Biselado	109
Figura 27. Posiciones de los attachments,prismático.....	110
Figura 28. Atachment elipsoide	111
Figura 29. Ejemplo de alineador.....	112
Figura 30. Ejemplo de conjuntos	113

GLOSARIO

- **Método de Elementos Finitos (FEM):** Técnica numérica para simular el comportamiento mecánico de estructuras complejas, dividiendo el modelo en elementos discretos finitos para resolver ecuaciones diferenciales parciales relacionadas con deformaciones, esfuerzos y fuerzas en sistemas biomecánicos como el complejo diente-ligamento periodontal-hueso alveolar.

- **Attachments:** Protuberancias geométricas adheridas a la superficie dental para mejorar el acoplamiento y la transmisión de fuerzas de los alineadores termoformados, optimizando movimientos ortodónticos como la extrusión; su forma y posición influyen directamente en la eficiencia biomecánica y el riesgo biológico.
- **Attachment Biselado:** Diseño de attachment con forma inclinada o en bisel, que facilita una alineación óptima del vector de fuerza con el eje longitudinal del diente, generando mayores deformaciones y esfuerzos en el ligamento periodontal, especialmente en posiciones incisales, para una extrusión más efectiva, pero con mayor concentración apical de tensiones.
- **Attachment Elipsoidal:** Configuración de attachment con geometría curva o elíptica, que promueve una distribución homogénea de esfuerzos y deformaciones en los tejidos de soporte, ofreciendo una transmisión de cargas más uniforme y un perfil de seguridad biológica superior, aunque con menor potencia extrusiva comparada con diseños biselados.
- **Ligamento Periodontal (LPD):** Tejido conectivo fibroso que une el diente al hueso alveolar, modelado en FEM como un material viscoelástico o lineal elástico para evaluar deformaciones máximas (e.g., 2.20×10^{-5} mm) y esfuerzos de von Mises (e.g., 3.59×10^{-4} MPa) durante la aplicación de fuerzas ortodónticas, actuando como mediador en la activación tisular.
- **Hueso Alveolar Cortical:** Capa externa densa y rígida del hueso alveolar, caracterizada por alta concentración de esfuerzos (e.g., hasta 1.98 MPa en von Mises) en análisis FEM, funcionando como estructura de resistencia primaria durante movimientos dentales, con riesgo de reabsorción si las tensiones apicales exceden umbrales biológicos.
- **Hueso Alveolar Trabecular:** Porción interna esponjosa del hueso alveolar, con propiedades de elasticidad que permiten la absorción y redistribución de deformaciones (e.g., 2.34×10^{-5} mm), actuando como amortiguador

fisiológico en simulaciones FEM para mitigar cargas transmitidas por alineadores y attachments.

- **Esfuerzo de von Mises:** Criterio de fallo equivalente utilizado en FEM para predecir el comportamiento plástico o elástico de materiales bajo cargas multiaxiales, midiendo la intensidad de tensiones en tejidos periodontales y óseos (e.g., 0.721 MPa en cortical), indicativo de eficiencia extrusiva y potencial riesgo biológico.
- **Deformación Máxima:** Medida de la distorsión elástica en elementos como el LPD o hueso alveolar bajo fuerzas aplicadas (e.g., 3.36×10^{-5} mm en configuraciones elipsoidales), calculada en FEM para evaluar la propagación de cargas radiculares y la predictibilidad del movimiento ortodóntico.
- **Eficiencia Extrusiva:** Métrica biomecánica que cuantifica la efectividad de la transmisión de fuerzas verticales desde alineadores de PET-G (0,75 mm) a través de attachments para lograr desplazamientos coronarios en incisivos, jerarquizada en FEM por configuraciones (e.g., alta en biselado incisal), balanceando potencia mecánica con seguridad tisular y trade-off de riesgos apicales.

INTRODUCCIÓN

La evolución de la Ortodoncia en las últimas décadas se ha visto influenciada por el desarrollo de la tecnología la cual ha transformado el abordaje de los tratamientos ortodónticos. Entre estos cambios, los alineadores han surgido como una alternativa frente a los Brackets convencionales. Estos dispositivos, caracterizados por su estética y comodidad, han ganado aceptación tanto entre pacientes como en ortodoncistas. Los alineadores surgieron a través del sistema Invisalign, introducido por Align Technology en 1999, esta tecnología ha

mejorado gracias a los avances en el diseño asistido por computadora (CAD/CAM) y la tecnología de impresión 3D. (1-2)

Los alineadores representan un avance en términos estéticos, así como el cambio hacia un enfoque más personalizado en el tratamiento de las maloclusiones, aunque este tipo de terapéutica se ha expandido rápidamente en los últimos años no ha ocurrido lo mismo con la calidad de la evidencia científica que apoya su biomecánica, la cual sigue siendo limitada. Diversos estudios señalan que ciertos movimientos dentales continúan presentando retos importantes con alineadores, entre ellos la extrusión ortodóntica, considerada uno de los movimientos dentales menos predecibles especialmente en centrales superiores. (2-4)

Para mejorar la eficacia biomecánica de los alineadores, se han desarrollado aditamentos auxiliares como los attachments los cuales se cementan a la superficie dental y permiten mejorar la transmisión de fuerzas desde el alineador hacia el diente. Estos attachments presentan diferentes formas y su diseño está indicado para movimientos dentales específicos. Diversos estudios sugieren que la posición, tamaño y diseño de los attachments influyen la eficacia del movimiento dental ortodóntico con los alineadores. (5-7)

El método de elementos finitos (Finite Element Method, FEM) se ha convertido en una herramienta importante para comprender la mecánica de los alineadores y attachments al permitir modelar y simular su comportamiento bajo diferentes condiciones. Este método ha sido utilizado en la literatura científica como medio

para evaluar las interacciones entre alineadores, attachments y estructuras dentoalveolares permitiendo optimizar el diseño de estos dispositivos. (8-9)

El análisis de la biomecánica de los attachments en el caso de la extrusión de incisivos centrales superiores es importante ya que es un movimiento frecuentemente requerido en la corrección de diferentes tipos de maloclusiones y presenta limitaciones biomecánicas al ser realizado con alineadores. Comprender como las diferentes formas y ubicaciones de los attachments pueden influir en la transmisión de fuerzas y generación de movimientos contribuye a mejorar la eficiencia y pronóstico de este movimiento. A pesar de los avances en el estudio de la biomecánica de los alineadores aún existe información limitada respecto a la influencia específica del diseño y ubicación de attachments en la generación de fuerzas durante la extrusión dental, algunos estudios experimentales in vitro han evaluado diferentes geometrías de attachments observando que variaciones en su diseño pueden generar cambios importantes en la magnitud y dirección de las fuerzas producidas por los alineadores lo cual puede afectar la eficiencia del movimiento ortodóntico y generar fuerzas no deseadas en otros ejes. Sin embargo, la mayor parte de estos estudios se han centrado en la medición de fuerzas iniciales o en modelos experimentales específicos, como tipodontos o dispositivos de medición de fuerza, sin analizar de forma detallada la distribución tridimensional de tensiones en las estructuras dentoalveolares. Además de la geometría del attachment, también la ubicación puede influir en la dirección, magnitud y eficiencia de las fuerzas producidas por los alineadores por lo que el

análisis combinado de la forma y ubicación de los attachments resulta importante para la comprensión y optimización de movimientos complejos como la extrusión de incisivos superiores.

Por lo tanto, el objetivo de la presente investigación es evaluar, mediante análisis de elementos finitos, el efecto del diseño y la posición de attachments biselados y elipsoidales sobre la extrusión de incisivos centrales superiores y la respuesta biomecánica del sistema alineador–diente–periodonto.

Final del formulario

1. ASPECTOS TEÓRICOS CIENTÍFICOS

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En los últimos años, los alineadores transparentes se han convertido en una de las opciones más demandadas en ortodoncia estética y funcional. Su popularidad no es casual: ofrecen una apariencia prácticamente invisible, mayor comodidad al no tener brackets ni alambres, y permiten una higiene bucal más sencilla en comparación con los aparatos fijos tradicionales. Estos dispositivos, fabricados en plástico termoformado transparente y ajustados individualmente a cada diente, han evolucionado mucho desde sus inicios. En la actualidad, abarcan diferentes sistemas comerciales (como Invisalign®, Spark®, ClearCorrect®, entre otros), con

variaciones en materiales, software de planificación y protocolos de fabricación.

(1-2)

Sin embargo, detrás de esta aparente simplicidad se esconde un desafío importante: lograr movimientos dentarios precisos y predecibles. Mientras que los alineadores funcionan muy bien en casos de maloclusiones leves a moderadas (como apiñamientos o espacios pequeños), su rendimiento se pone a prueba en problemas más complejos, como la mordida abierta anterior (anterior open bite, AOB). Esta maloclusión, caracterizada por una discrepancia vertical entre las arcadas que impide el contacto entre los incisivos superiores e inferiores, representa uno de los retos biomecánicos más difíciles en ortodoncia, con altas tasas de recidiva si no se corrige adecuadamente. (3-4)

En el tratamiento de la mordida abierta anterior con alineadores, el mecanismo principal de corrección suele ser la extrusión controlada de los incisivos superiores (especialmente los centrales), que busca cerrar esa brecha vertical mediante el descenso de los dientes anteriores. (3-4)

Estudios recientes confirman que esta extrusión anterior es el factor predominante en la mayoría de los casos tratados con alineadores transparentes en adultos, mientras que la intrusión molar posterior contribuye de forma limitada y menos predecible. (3-5) Por ejemplo, revisiones sistemáticas y meta-análisis indican que la corrección media del overbite con alineadores oscila entre 1.5 y 3.3 mm, con la extrusión incisal como mecanismo principal (Harris et al., 2020; Suh et al., 2022;

Burashed, 2023). En cambio, la intrusión molar real suele ser mínima (0.1-0.6 mm en muchos casos), y los softwares de planificación tienden a sobreestimar este movimiento vertical posterior. (6)

Lograr una extrusión efectiva y estable de los incisivos centrales superiores no es sencillo. Factores como la resistencia del hueso alveolar, la anatomía radicular individual, la morfología coronaria (que tiende a converger hacia incisal en los dientes anteriores) y la limitada capacidad de agarre del alineador sobre la superficie lisa del diente dificultan el control del movimiento. Sin attachments, la extrusión pura de incisivos superiores es prácticamente imposible o muy limitada. (6-7)

Aquí entran en juego los attachments (o aditamentos), pequeñas protuberancias de resina compuesta que se adhieren estratégicamente a la superficie dental. Estos elementos actúan como puntos de anclaje adicionales, aumentan el área de contacto entre el alineador y el diente, y desplazan el punto de aplicación de la fuerza más cerca del centro de resistencia radicular, permitiendo movimientos más completos y controlados. Gracias a ellos, se puede guiar la extrusión, reducir el tipping indeseado y mejorar la transmisión de fuerzas verticales. (6-7)

A pesar de su importancia, no existe un consenso claro sobre cuál es la forma, tamaño y ubicación óptima de los attachments para maximizar la extrusión de los incisivos centrales superiores. Algunos estudios biomecánicos (usando elementos finitos o ensayos in vitro) sugieren que los attachments rectangulares horizontales,

especialmente con bisel gingival (gingivally beveled), generan mayor extrusión efectiva al proporcionar una superficie activa más apical y mejor agarre del alineador. En comparación, los attachments "optimizados" (diseñados por software como ClinCheck) logran alrededor del 62% de la extrusión prevista, mientras que los rectangulares horizontales alcanzan hasta el 76-79% en movimientos de 0.3-2.5 mm. Además, la posición (más incisal o gingival) y el bisel influyen significativamente en la dirección y magnitud de la fuerza, afectando también el control de rotación y torque. (7)

Esta falta de estandarización genera variabilidad en los resultados clínicos: en algunos pacientes se logra una corrección eficiente y rápida del overbite, pero en otros se requiere refinamiento múltiple, prolongando el tratamiento y afectando la satisfacción del paciente y la eficiencia del procedimiento. Revisiones recientes destacan que, aunque los alineadores son una alternativa prometedora para mordidas abiertas anteriores en adultos (con tasas de eficacia del 54-62% en cierre vertical cuando se usan attachments adecuados), persisten desafíos en el control vertical preciso, especialmente en casos moderados a severos. (7)

Por todo ello, es fundamental investigar con mayor profundidad la biomecánica asociada a diferentes diseños y posiciones de attachments durante la extrusión de los incisivos centrales superiores con alineadores transparentes. Comprender mejor cómo la geometría (rectangular horizontal vs. optimizado), el tamaño, la orientación del bisel y la ubicación exacta influyen en la magnitud, dirección y predictibilidad del movimiento permitirá optimizar el diseño de los protocolos,

reducir la necesidad de refinamientos, mejorar la estabilidad a largo plazo y elevar la eficacia global del tratamiento ortodóncico con alineadores en maloclusiones verticales complejas. (7-8)

Por lo tanto, al enfocar la investigación hacia el análisis de tratamientos factibles biomecánicos, nos permite contribuir al avance científico en ortodoncia invisible, y al mismo tiempo estaremos generando un impacto práctico directo en la clínica diaria, ayudando a los ortodoncistas a planificar tratamientos más predecibles y personalizados. (7-8)

1.2 JUSTIFICACIÓN

Este trabajo de investigación surge de la urgente necesidad de profundizar en la comprensión de la biomecánica involucrada en el uso de diferentes formas y ubicaciones de attachments (aditamentos) para facilitar el movimiento de extrusión de los incisivos centrales superiores mediante alineadores transparentes. En los últimos años, los alineadores han emergido como una alternativa cada vez más popular en la ortodoncia, ofreciendo no solo correcciones estéticas y funcionales para diversas maloclusiones dentales, sino también una experiencia más cómoda y discreta para los pacientes adultos que buscan tratamientos menos invasivos.

De hecho, según datos del mercado global, el uso de alineadores transparentes ha crecido exponencialmente, con un valor proyectado de más de 8.2 mil millones de dólares para 2028, impulsado por sistemas como Invisalign® que representan alrededor del 80% del mercado. Esta preferencia se debe a su capacidad para integrar planificación digital avanzada, lo que permite personalizar tratamientos y minimizar el impacto en la vida diaria de los pacientes. (10 - 11)

Sin embargo, aunque las compañías líderes en alineadores —como Align Technology (Invisalign®), Spark™ o ClearCorrect®— promueven softwares sofisticados que generan diseños "optimizados" de attachments para maximizar la eficiencia de los movimientos dentarios, aún falta evidencia sólida sobre su superioridad frente a los attachments convencionales (como los rectangulares horizontales o biselados). Estudios biomecánicos recientes, incluyendo análisis de elementos finitos (FEM), indican que los attachments optimizados logran solo un 62% de la extrusión prevista en incisivos laterales, mientras que los horizontales convencionales pueden alcanzar hasta un 78-79%, especialmente cuando se colocan en la superficie palatina o con bisel gingival para un mejor control de torque y tipping. Esta incertidumbre puede llevar a resultados impredecibles en casos complejos, como la mordida abierta anterior, que afecta al 2-4% de la población adulta y presenta tasas de recidiva de hasta el 25-30% si no se maneja con precisión biomecánica. (12 - 13)

Además, los estudios de elementos finitos (FEM) complementan estos hallazgos clínicos al simular fuerzas, tensiones y deformaciones. Por instancia,

configuraciones con attachments rectangulares horizontales (buccales o palatinos) generan sistemas de fuerzas más eficientes para extrusión, con menor deformación del alineador y mejor control vertical. (12 - 13)

Al desentrañar cómo variables como la forma (rectangular vs. elipsoidal), el tamaño (3-5 mm ancho típico), la ubicación (buccal, palatal o combinada) y el bisel influyen en la extrusión, los ortodoncistas podrán evaluar críticamente las propuestas comerciales y adaptarlas a casos específicos, como mordidas abiertas anteriores. Esto promueve tratamientos más personalizados, reduce refinamientos (que prolongan el tratamiento en 15-20% en promedio), minimiza complicaciones biomecánicas y eleva la satisfacción del paciente. (13)

En esta investigación, el modelo FEM permitirá evaluar detalladamente tensiones, fuerzas y deformaciones en diferentes configuraciones, comparándolas para identificar patrones óptimos (e.g., rectangular horizontal gingival biselado o combinado buccal-palatal). Los hallazgos enriquecerán la comprensión teórica y tendrán aplicaciones prácticas inmediatas, como guías para softwares de planificación que reduzcan sobreestimaciones verticales (hasta 30-40% en algunos casos). (8 - 14)

Más allá del ámbito inmediato, esta investigación impactará el futuro de la ortodoncia digital: informará la práctica clínica, ayudará a seleccionar attachments que minimicen estrés periodontal excesivo y sentará bases para innovaciones como attachments impresos en 3D o con IA. En última instancia, al abordar

maloclusiones verticales complejas que afectan función, habla y autoestima, contribuirá a una ortodoncia más inclusiva, basada en evidencia y alineada con las demandas de tratamientos estéticos personalizados en la era de la postpandemia. (13 - 14)

1.3 PROPÓSITO

El propósito de este estudio es profundizar y mejorar la comprensión integral de la biomecánica dental en el contexto del tratamiento con alineadores transparentes, con un enfoque específico en el movimiento de extrusión de los incisivos centrales superiores. A través de un análisis riguroso basado en técnicas de elementos finitos (FEM) —una metodología computacional ampliamente validada que permite simular con alta precisión las fuerzas, tensiones, deformaciones, desplazamientos y distribuciones de estrés en el diente, el ligamento periodontal, el hueso alveolar y el alineador—, se busca investigar sistemáticamente cómo variables clave como la forma (rectangular horizontal, biselado gingival o incisal, elipsoidal u optimizado), el tamaño, la ubicación (buccal, palatal o combinada) y la configuración de los attachments influyen en la predictibilidad, magnitud, dirección y control de este movimiento vertical.

Este enfoque responde directamente a una limitación persistente en la ortodoncia invisible: aunque la extrusión incisal es esencial para corregir maloclusiones verticales como la mordida abierta anterior (donde representa el mecanismo principal de cierre del overbite en adultos), su predictibilidad clínica sigue siendo moderada. Estudios recientes indican que, en promedio, se logra entre el 50-80%

del movimiento prescrito, con diseños optimizados (como los propietarios de Invisalign®) alcanzando alrededor del 62% en incisivos, mientras que attachments convencionales horizontales rectangulares —especialmente los biselados gingivales— superan el 76-79% en rangos de 0.3-2.5 mm de extrusión prevista. Factores como la forma del diente (coronas convergentes hacia incisal), la resistencia del ligamento periodontal y la limitada adherencia del alineador en superficies lisas contribuyen a esta discrepancia, generando tipping indeseado, deformación excesiva del alineador o necesidad frecuente de refinamientos que prolongan el tratamiento.

Al modelar escenarios biomecánicos detallados mediante FEM, el estudio pretende identificar configuraciones óptimas que maximicen la eficiencia de la extrusión —por ejemplo, desplazamientos coronarios más cercanos al previsto (hasta 0.05-0.097 mm por etapa en algunos modelos), fuerzas extrusivas efectivas (~1.07-1.22 N) con mínimo tipping (<3-10 Nmm) y distribución uniforme de estrés en el ligamento periodontal para evitar picos que comprometan la salud radicular—. Esto enriquecerá la comprensión teórica de los mecanismos subyacentes, como el desplazamiento del centro de resistencia radicular, la interacción entre el punto de aplicación de fuerza y la rigidez del material del alineador, y los efectos de la posición apical de la superficie activa del attachment.

Más allá del avance científico, este trabajo aspira a tener un impacto práctico significativo en la práctica clínica ortodóncica. Al proporcionar evidencia objetiva sobre diseños de attachments más predecibles y eficientes, se facilitará la

selección crítica de propuestas comerciales, la personalización de protocolos para cada paciente (reduciendo sobreestimaciones verticales del 30-40% en algunos softwares), la disminución de refinamientos (que pueden acortar tiempos de tratamiento en 15-20%) y la minimización de complicaciones como estrés periodontal excesivo o recidiva. En última instancia, se contribuirá al desarrollo de estrategias y tecnologías futuras en ortodoncia digital —como integraciones de IA en planificación, attachments impresos en 3D con materiales avanzados o protocolos de wear más optimizados—, elevando la eficacia global de los tratamientos con alineadores en maloclusiones complejas.

Este estudio no solo beneficiará a la comunidad científica y académica al llenar vacíos en la literatura biomecánica actual, sino que también tendrá repercusiones reales en la sociedad: al mejorar la predictibilidad y eficiencia de los tratamientos estéticos e invisibles —cada vez más demandados por adultos—, se promoverá una mejor salud bucal, función masticatoria, estética facial y calidad de vida para los pacientes, alineándose con las tendencias actuales hacia ortodoncia más cómoda, accesible y basada en evidencia.

1.4 ANTECEDENTES

La maloclusión representa uno de los problemas de salud bucal más prevalentes en la población infantil y adolescente colombiana. Estudios epidemiológicos clásicos, como el de Thilander et al. (2001) en Bogotá, revelaron que el 88 % de

los niños y adolescentes presentaban alguna anomalía oclusal, con un 20 % requiriendo tratamiento ortodóntico de alta necesidad, incluyendo mordidas abiertas anteriores (>3 mm en dentición permanente), apiñamientos severos y sobremordidas marcadas.

Estas alteraciones verticales, particularmente la mordida abierta anterior (MAA), se asocian con patrones de crecimiento hiperdivergente, biotipos dolicofaciales y factores etiológicos multifactoriales como hábitos orales persistentes, disfunciones respiratorias y alteraciones neuromusculares. Revisiones como las de Ventureira Pedrosa et al. (2003) y Ocampo Amaya (2005) destacan la complejidad diagnóstica de las alteraciones verticales dentofaciales, donde la rotación mandibular y el síndrome de hiperdivergencia facial desempeñan roles centrales en la perpetuación de la MAA.

El tratamiento convencional de la MAA ha incluido enfoques interceptivos tempranos (e.g., cribas palatinas con mentoneras de alta tracción) y correcciones en dentición permanente mediante aparatología fija multibracket, priorizando el control vertical y la intrusión molar o extrusión incisal. Sin embargo, estos métodos presentan limitaciones en estética, confort y predictibilidad, especialmente en adultos con periodonto comprometido o necesidades de movimientos verticales precisos.

La irrupción de los alineadores termoformados transparentes (clear aligners) ha supuesto una revolución en ortodoncia estética, ofreciendo ventajas como removibilidad, menor impacto en la higiene y mayor aceptación por el paciente. No

obstante, la extrusión de incisivos superiores —esencial para cerrar mordidas abiertas anteriores— sigue siendo uno de los movimientos menos predecibles con esta tecnología. Revisiones sistemáticas como la de Rossini et al. (2015) indican que la precisión de la extrusión apenas alcanza el 30 % (con intentos promedio de 0.56 mm), siendo el movimiento vertical más desafiante, seguido de rotaciones, mientras que la distalización molar corporal muestra mayor predictibilidad (hasta 88 % en movimientos de 1.5 mm o más).

El análisis por elementos finitos (FEM) ha emergido como herramienta fundamental para investigar la biomecánica de los alineadores termoformados, permitiendo simular con precisión la transmisión de fuerzas, deformaciones y esfuerzos en el complejo diente–ligamento periodontal–hueso alveolar, superando limitaciones de estudios clínicos in vivo. Revisiones sistemáticas recientes (e.g., Cao et al., 2025) recopilan evidencia de múltiples estudios FEM que utilizan software como ABAQUS o ANSYS para analizar mecanismos de fuerza, efectos secundarios (desigual distribución de tensiones) y diseños reformados de alineadores y auxiliares. Singh et al. (2016) subrayan la revolución que representa el FEM en ortodoncia al proporcionar datos cuantitativos sobre respuestas tisulares bajo cargas controladas.

En el ámbito específico de la extrusión incisal, investigaciones FEM han demostrado consistentemente que la geometría y posición de los attachments son determinantes críticos en la eficiencia del movimiento vertical. Costa et al. (2020) compararon tres diseños de attachments y concluyeron que los biselados generan

fuerzas extrusivas superiores en incisivos centrales superiores, con concentraciones más intensas que diseños rectangulares o elipsoidales, aunque con mayor riesgo de sobrecarga localizada. Savignano et al. (2019) y Rossini et al. (2021) reforzaron que configuraciones con attachments horizontales rectangulares (bucales o palatinos) combinados con verticales posteriores producen sistemas de fuerza más eficientes para extrusión, minimizando deformación del alineador, pero destacando la necesidad de control radicular.

Estudios adicionales profundizan en el trade-off entre eficacia mecánica y perfil de seguridad biológica. Meng et al. (2023) y Abdelkader et al. (2022) enfatizaron que posiciones incisales ofrecen movimientos más predecibles y amplios en el ligamento periodontal, mientras que las gingivales transmiten fuerzas mínimas y focalizadas en el ápice, limitando la propagación radicular. Revisiones como la de Jedliński et al. (2023) y scoping reviews (Alsammarraie et al., 2025) confirman que el hueso cortical concentra esfuerzos primarios (mayor rigidez), mientras el trabecular actúa como amortiguador fisiológico, un equilibrio clave para prevenir reabsorción radicular o sobrecarga tisular en configuraciones de alta potencia.

Aunque el FEM ofrece insights valiosos, sus conclusiones se ven limitadas por variabilidad metodológica (modelos lineales vs. no lineales, validación escasa) y la necesidad de incorporar factores viscoelásticos del ligamento periodontal y propiedades dependientes del tiempo.

En síntesis, pese a las ventajas estéticas y funcionales de los alineadores termoformados para corrección de alteraciones verticales como la mordida abierta

anterior, persiste la necesidad de optimizar el diseño y posicionamiento de attachments para elevar la predictibilidad biomecánica de la extrusión incisal.

La presente investigación contribuye a esta área mediante un análisis por elementos finitos que compara attachments biselados y elipsoidales en posiciones gingival, central e incisal, evaluando su impacto en la transmisión de fuerzas, deformaciones y esfuerzos en el ligamento periodontal y hueso alveolar, con el objetivo de establecer recomendaciones clínicas que equilibren eficacia extrusiva y seguridad tisular en protocolos con alineadores de PET-G (0,75 mm).

1.5 MARCO TEÓRICO

Biomecánica de los Alineadores en Ortodoncia

En el mundo de la ortodoncia, los alineadores transparentes representan un cambio paradigmático, ofreciendo una opción que combina estética, comodidad y funcionalidad de manera que los brackets tradicionales difícilmente pueden igualar. Desde un punto de vista biomecánico, estos dispositivos funcionan aplicando fuerzas controladas y continuas sobre los dientes a través de plásticos termoformados o impresos en 3D, lo que permite movimientos dentarios predecibles mediante la deformación elástica del material. (16)

A diferencia de los aparatos fijos, que dependen de ligaduras y arcos para transmitir fuerzas, los alineadores aprovechan principios de viscoelasticidad y fatiga del material para inducir remodelado óseo en el ligamento periodontal,

promoviendo reabsorción y aposición ósea en respuesta a presiones de 0.1-0.5 N por diente —niveles óptimos para evitar isquemia tisular—. Esta aproximación biomecánica minimiza el tipping indeseado y favorece movimientos corporales, aunque su eficacia depende en gran medida de la adhesión del paciente (al menos 20-22 horas diarias) y el uso de attachments para optimizar el punto de aplicación de fuerza cerca del centro de resistencia radicular. (7 - 17)

HISTORIA

La historia de los alineadores remonta sus raíces a mediados del siglo XX, específicamente a la década de 1940, cuando pioneros como Harold D. Kesling introdujeron aparatos removibles como el "tooth positioner" —un dispositivo de goma flexible diseñado para refinamientos menores post-tratamiento—. Estos precursores, aunque rudimentarios, sentaron las bases para la idea de corrección dental sin alambres visibles, enfocándose en movimientos menores como cierre de espacios o rotaciones leves. Sin embargo, no fue hasta finales de los 90 que esta tecnología dio un salto cualitativo con la llegada del sistema Invisalign®, desarrollado por Align Technology. Presentado por primera vez en una conferencia de ortodoncia en 1999 y detallado en una publicación científica revisada por pares en 2000, Invisalign® revolucionó el campo al integrar escaneo digital intraoral y software de planificación para fabricar series de alineadores personalizados. Inicialmente limitados por la precisión de los modelos físicos y materiales como el poliuretano termoplástico básico, estos primeros alineadores enfrentaban desafíos en la predictibilidad de movimientos complejos, con tasas de

éxito iniciales en torno al 60-70% para maloclusiones leves, según revisiones históricas. (18)

Con el tiempo, los avances en fabricación digital —como el diseño asistido por computadora (CAD) y la manufactura asistida por computadora (CAM)— transformaron radicalmente la producción de alineadores. A partir de la década de 2010, la integración de escáneres intraorales como iTero® permitió pasar de impresiones tradicionales a modelos digitales 3D, mejorando la precisión en un 20-30% y reduciendo errores de adaptación. La impresión 3D, inicialmente usada para crear modelos sobre los que se termo-formaban los alineadores, evolucionó hacia la impresión directa de alineadores (D3DP) en materiales biocompatibles como resinas foto-polimerizables, ofreciendo mayor control geométrico y reducción de costos de producción en un 40-50%. Materiales avanzados, como el SmartTrack® de Align Technology (introducido en 2013 y refinado en versiones posteriores), proporcionan mayor flexibilidad, resistencia a la fatiga y comodidad, minimizando irritaciones gingivales y problemas como el "efecto rebote" en movimientos verticales. Según un análisis bibliométrico de publicaciones entre 2015-2024, el número de estudios sobre alineadores creció exponencialmente, alcanzando más de 970 artículos, reflejando su adopción clínica masiva —hoy representan el 70% de nuevos tratamientos ortodóncicos en 2025—. (18)

Diversos estudios clínicos han validado la efectividad biomecánica de los alineadores, destacando su capacidad para lograr movimientos dentarios precisos mediante fuerzas intermitentes pero consistentes. Por ejemplo, una revisión

sistemática de Haouili et al. (2022) y actualizaciones en 2025 indican que, aunque la predictibilidad global ha mejorado al 75-85% para apiñamientos y rotaciones, aún se debate su superioridad absoluta sobre brackets en casos complejos, con meta-análisis mostrando tiempos de tratamiento similares (12-18 meses en promedio) pero mayor satisfacción paciente (90% reportan comodidad superior). (19)

En movimientos específicos, como la extrusión de incisivos superiores —crucial para mordidas abiertas—, los alineadores logran entre el 62-79% del movimiento previsto, dependiendo del diseño de attachments, según ensayos multicéntricos como el de Groody et al. (2023). Estos attachments, protuberancias de resina compuesta, actúan como fulcros biomecánicos para desplazar el vector de fuerza apicalmente, reduciendo el torque negativo y mejorando el control vertical en hasta un 20%. (26)

A pesar de estos progresos, los alineadores enfrentan retos biomecánicos inherentes en maloclusiones severas, donde movimientos como la extrusión pura o rotaciones $>15^\circ$ pueden ser menos predecibles debido a la limitada rigidez del material (módulo elástico de $\sim 2\text{-}3\text{ GPa}$ vs. $>200\text{ GPa}$ en arcos de níquel-titanio) y la dependencia de la compliance del paciente. Esto ha impulsado investigaciones adicionales en optimización de attachments —por ejemplo, formas rectangulares horizontales con bisel gingival que incrementan la eficiencia en un 16-22%— y protocolos híbridos que combinan alineadores con mini-implantes para anclaje absoluto. Revisiones comprehensivas de 2025, como las publicadas en el Journal

of Dentistry and Medical Research, enfatizan que estos desafíos no restan valor a los alineadores, sino que destacan la necesidad de planificación digital avanzada para superar limitaciones como la deformación plástica del material bajo cargas prolongadas. (21)

Mirando hacia el futuro, los alineadores prometen un horizonte innovador impulsado por la integración de inteligencia artificial (IA) y materiales sostenibles. Algoritmos de machine learning, como los incorporados en softwares como ClinCheck® (actualizados en 2025 con predicciones basadas en big data de millones de casos), permiten simulaciones biomecánicas más precisas, reduciendo sobreestimaciones en movimientos verticales en un 30-40%. Además, avances en impresión 3D directa con resinas ecológicas (biodegradables o reciclables) y materiales con memoria de forma (shape-memory polymers) podrían elevar la predictibilidad al 90% para casos complejos, mientras que lanzamientos como el Invisalign® con bloques oclusales para corrección de Clase II (2025) expanden su aplicabilidad. El mercado global, valorado en cerca de \$12.9 mil millones en 2024 y proyectado a crecer a un CAGR del 8.4% hasta \$22.6 mil millones en 2031, refleja esta trayectoria ascendente, con énfasis en personalización y sostenibilidad para una ortodoncia más inclusiva y eficiente. (21)

ALINEADORES

Funcionalidad y Eficacia de los Alineadores en Ortodoncia

Los alineadores transparentes han revolucionado la ortodoncia contemporánea al proporcionar una alternativa mínimamente invasiva, altamente estética y cómoda frente a los brackets fijos tradicionales. Estos dispositivos actúan como férulas removibles progresivas: cada alineador, termoformado o impreso en 3D sobre un modelo digital del arco dental en una etapa específica, aplica fuerzas controladas y continuas para desplazar los dientes hacia la posición objetivo. Su éxito radica en la combinación de biomecánica precisa —fuerzas intermitentes pero consistentes en rangos óptimos de 0.1-0.5 N por diente— con una alta aceptación del paciente, ya que permiten una higiene bucal sencilla, evitan irritaciones gingivales y ofrecen discreción estética casi total. (22)

La funcionalidad de los alineadores depende en gran medida de la composición del material termoplástico utilizado en su fabricación. Los más comunes incluyen:

- Polietileno tereftalato glicol modificado (PETG): Ampliamente adoptado por su excelente transparencia, resistencia al impacto, rigidez moderada (módulo elástico ~2000-2500 MPa), buena barrera química y baja absorción de agua. Ofrece flexibilidad y durabilidad, con propiedades óptimas para movimientos controlados en casos leves a moderados. Revisiones scoping de 2024-2025 destacan que PETG proporciona una entrega de fuerza inicial estable, aunque con mayor relajación de estrés (stress relaxation) en comparación con materiales multicapa.
- Poliuretanos termoplásticos (TPU), especialmente el SmartTrack®

(multicapa de Align Technology, introducido en 2013): Este material combina capas de TPU y copoliéster para lograr mayor elasticidad, resiliencia, recuperación de forma (shape memory) y fuerzas más constantes a lo largo del tiempo. Estudios comparativos muestran que SmartTrack® exhibe menor decay de fuerza (force decay) —hasta 20-30% menos que PETG en las primeras 24-48 horas— y mayor dureza/elasticidad, lo que mejora la predictibilidad en movimientos complejos como extrusión, torque o rotaciones.

- Otros materiales como policarbonato (PC) (alta rigidez y durabilidad, pero menor envejecimiento y comodidad), polipropileno (PP) o etileno acetato de vinilo (EVA) se usan menos frecuentemente debido a limitaciones en transparencia o resistencia a la fatiga.

Todos estos materiales deben cumplir requisitos clave: transparencia óptica, baja dureza superficial para comodidad, alta resiliencia (recuperación tras deformación), biocompatibilidad (sin liberación significativa de monómeros o nanopartículas), resistencia al desgaste y capacidad para generar fuerzas ortodóncicas sostenidas sin comprometer la salud periodontal. La comodidad y estética siguen siendo los factores decisivos para la preferencia del paciente, con tasas de satisfacción superiores al 85-90% en encuestas clínicas recientes. (24)

Desde el punto de vista biomecánico, la eficacia de los alineadores está íntimamente ligada a la relajación de estrés (stress relaxation) inherente a los

polímeros viscoelásticos. Al insertar el alineador, se genera una fuerza inicial alta (a menudo superior a los niveles recomendados), pero esta decae rápidamente: en las primeras horas puede perder hasta el 50% de la tensión original debido a la viscoelasticidad del material. (24)

Tras 24 horas, la fuerza se estabiliza en un nivel más bajo pero constante, influyendo directamente en el movimiento dentario programado. Revisiones sistemáticas de 2025 indican que materiales como SmartTrack® mantienen fuerzas más uniformes (menor decay y mejor recuperación), mientras que PETG muestra mayor relajación inicial pero buena estabilidad a largo plazo. Esta dinámica explica por qué los alineadores funcionan mejor con cambios semanales o quincenales: la fuerza decay se compensa con el siguiente alineador, manteniendo estímulos ortodóncicos efectivos sin sobrecargar el ligamento periodontal. (20-24)

Otro parámetro crítico es el espesor del alineador, típicamente entre 0.5 y 1.5 mm. Estudios in vitro, FEM y clínicos recientes demuestran que:

- Alineadores más gruesos (0.75-1.0 mm) generan fuerzas mayores, mayor rigidez (stiffness) y mejor control de movimientos corporales o torque, con desplazamientos más pronunciados (por ejemplo, mayor extrusión o expansión transversal). En un ensayo clínico de 2025, alineadores de 0.75 mm lograron mayor aumento en ancho intercanino/intermolar y perímetro de arco que los de 0.5 mm, aunque con niveles de dolor ligeramente

superiores.

- Alineadores más delgados (0.5 mm) ofrecen mayor comodidad, menor dolor inicial y mejor adaptación en movimientos de tipping o rotaciones leves, pero con menor eficiencia en extrusión o intrusión.

El trade-off es claro: mayor espesor mejora la predictibilidad y magnitud del movimiento (ideal para maloclusiones complejas como mordida abierta anterior), pero reduce la comodidad y puede aumentar el riesgo de estrés excesivo en el PDL si no se controla. Revisiones biomecánicas de 2025-2026 enfatizan que el espesor óptimo debe personalizarse según el tipo de movimiento: delgados para alineación inicial, gruesos para correcciones verticales o torque. (20-25)

Es así como se puede determinar que la funcionalidad y eficacia de los alineadores radican en equilibrar propiedades materiales (elasticidad, resiliencia, decay de fuerza) con diseño geométrico (espesor, trimline) y auxiliares (attachments). Aunque logran tasas de éxito del 75-85% en movimientos predecibles, desafíos en extrusión incisal (62-79% de lo previsto) impulsan investigaciones continuas en materiales híbridos, impresión 3D directa y optimización (25)

Principios de funcionamiento

Los alineadores transparentes operan bajo un principio biomecánico fundamental conocido como "mismatch" o desajuste intencional: cada férula se diseña

digitalmente con una geometría ligeramente diferente a la posición actual de los dientes (por ejemplo, 0.2-0.5 mm de desplazamiento por etapa), generando fuerzas ortodóncicas controladas al intentar recuperar su forma original al insertarse. Esta recuperación elástica del material termoplástico aplica fuerzas continuas pero decrecientes (force decay) —inicialmente altas y luego estabilizadas en niveles óptimos de 0.1-0.5 N por diente— que inducen remodelado óseo en el ligamento periodontal (PDL) mediante reabsorción en el lado de compresión y aposición en el de tensión. (25)

El tratamiento avanza mediante series secuenciales de alineadores (generalmente 7-14 días por cambio), cada uno responsable de movimientos específicos y progresivos. Este enfoque secuencial permite un control preciso y gradual, minimizando discomfort y dolor en comparación con aparatos fijos, ya que las fuerzas son más uniformes y evitan picos intensos. Revisiones biomecánicas recientes (2025) destacan que el desajuste genera un sistema de fuerzas multifactoriales —compresivas, de empuje y momentos— que dependen del grado de mismatch, la rigidez del material (módulo elástico ~2-3 GPa) y la geometría del alineador (trimline extendido o scalloped). Sin attachments, el alineador tiende a "deslizarse" (traffic cone effect) en movimientos como rotación o extrusión, reduciendo la predictibilidad; por ello, las superficies activas (active surfaces) en attachments desplazan el punto de aplicación de fuerza hacia zonas apicales, mejorando el control radicular y reduciendo tipping indeseado. (26)

Ventajas clínicas

Una de las ventajas más destacadas de los alineadores es su estética superior: prácticamente invisibles, ofrecen una solución discreta que mejora significativamente la aceptación social y psicológica, especialmente en adultos y adolescentes (tasas de satisfacción estética >90% en estudios de 2025). Al ser removibles, facilitan la higiene oral (reduciendo placa y gingivitis en comparación con brackets fijos), permiten una alimentación normal y evitan irritaciones mucosas o lesiones en tejidos blandos. Revisiones sistemáticas confirman beneficios adicionales en salud periodontal (menor inflamación gingival) y comodidad general (menos dolor inicial y visitas de emergencia), lo que eleva la calidad de vida durante el tratamiento. En pacientes con demandas estéticas altas o estilos de vida activos, estas ventajas convierten a los alineadores en la opción preferida, con tasas de cumplimiento >85% cuando se combina con educación adecuada.

(20)

Eficacia en el tratamiento de maloclusiones

Los alineadores han demostrado eficacia en una amplia gama de maloclusiones, particularmente leves a moderadas: apiñamientos, diastemas, rotaciones <15-20°, expansiones transversales moderadas y correcciones de Clase I con discrepancias dentales. Meta-análisis y revisiones de 2024-2025 indican tasas de éxito del 75-85% en movimientos predecibles, con tiempos de tratamiento comparables a brackets fijos (12-24 meses) y menor necesidad de extracciones en

casos seleccionados. (24)

Sin embargo, la eficacia varía con la complejidad: en maloclusiones severas (mordida abierta anterior profunda, Clase II/III esqueléticas, extrusiones >2 mm o torque >10°), la predictibilidad baja (50-70% del movimiento previsto), requiriendo refinamientos frecuentes (hasta 2-3 series adicionales) y auxiliares como attachments, elastics o TADs. Para extrusión de incisivos superiores —clave en tu investigación—, estudios biomecánicos muestran 62-79% de logro con attachments optimizados vs. convencionales, con tipping como efecto secundario común sin control adecuado. Con avances en materiales (SmartTrack®) y diseño digital, los alineadores están expandiendo su alcance a casos más complejos, incluyendo pre/post-ortognáticos y correcciones verticales, aunque siguen siendo inferiores a aparatos fijos en movimientos radiculares puros o torque severo sin auxiliares. (26)

Consideraciones técnicas

Una planificación exitosa con alineadores requiere un escaneo intraoral preciso (con dispositivos como iTero® o Trios®) para capturar la anatomía dental y oclusal con resolución submilimétrica, seguido de un modelado digital detallado en software como ClinCheck® o similares. Estos permiten simular el tratamiento paso a paso (staging), predecir fuerzas/movimientos y ajustar el desajuste para optimizar resultados. Factores clave incluyen: trimline extendido (mejora contacto y fuerza delivery), posición de attachments (apical para control radicular), y

protocolos de wear (20-22 h/día, cambios semanales/quincenales). Revisiones de 2025 enfatizan la integración de IA para staging inteligente y predicción de force systems, reduciendo sobreestimaciones verticales (hasta 30-40%). (18)

Los alineadores representan una alternativa moderna, estética y funcionalmente efectiva frente a métodos convencionales. Su personalización digital y diseño paciente-centrado ofrecen una experiencia más cómoda y discreta, alineada con expectativas de eficacia y predictibilidad en ortodoncia contemporánea. (22)

Biomecánica resumida

La biomecánica de los alineadores se resume en un patrón secuencial: corrección radicular (root movement) seguida de inclinación coronaria (tipping o crown tipping). El principio de acción involucra el desajuste entre la posición dental actual y la geometría del alineador, generando fuerzas ortodóncicas a través de áreas activas específicas definidas en la simulación digital. (22)

La magnitud de la fuerza depende del grado de mismatch y propiedades del material (elasticidad, resiliencia, force decay), mientras que la dirección y vector se determinan por la orientación de la superficie activa (en attachments o power ridges). Attachments desplazan el centro de rotación apicalmente, promoviendo movimientos corporales y reduciendo tipping incontrolado —crucial en extrusión incisal, donde superficies gingivales activas mejoran eficiencia en un 16-22% según estudios FEM recientes. (23)

Tabla 1. comparación alineadores y aparatología fija

	APARTOLOGIA FIJA	ALINEADORES
Fuerza	Fuerza de tracción	Fuerza de “empuje”
Relación Alambre Bracket	Mejor cuanto más grueso el alambre	Mejor cuanto más largo el diente clínico
Anclaje	Anclaje reciproco	Sistemas de anclaje predeterminados e inmovibles

*Tabla 1. * Ke, Y., Zhu, Y., & Zhu, M. (2019). A comparison of treatment effectiveness between clear aligner and fixed appliance therapies. BMC Oral Health, 19(1), 24. Recuperado de <https://doi.org/10.1186/s12903-018-0695-z>

ATTACHMENTS

El papel de los attachments (o aditamentos) es fundamental en la terapia con alineadores transparentes, ya que representan pequeñas protuberancias de resina compuesta (generalmente fotopolimerizable) que se adhieren directamente a la superficie dental. Estos elementos actúan como transductores de fuerza y puntos de anclaje adicionales, incrementando significativamente la retención del alineador, ampliando el área de contacto y permitiendo una distribución más precisa y eficiente de las fuerzas ortodóncicas. Sin attachments, muchos movimientos considerados "críticos" o de baja predictibilidad —como la extrusión

pura, rotaciones mayores a 15-20°, torque controlado o traslación corporal— serían limitados o imposibles, debido al deslizamiento del alineador sobre las superficies lisas de los dientes (efecto "cono de tráfico") y la falta de leverage mecánico para desplazar el centro de rotación hacia la raíz. (2)

Desde el punto de vista biomecánico, los attachments generan un sistema de fuerzas y momentos más favorable al crear un desajuste (mismatch) localizado: el alineador se deforma al insertarse sobre el attachment, aplicando presión en la superficie activa (generalmente la más apical o inclinada) y empujando el diente en la dirección deseada. Esto mejora el control radicular, reduce el tipping coronario indeseado y permite movimientos más corporales. Revisiones sistemáticas y meta-análisis recientes (2025-2026) confirman que los attachments elevan la predictibilidad general de movimientos complejos en un 15-30%, especialmente en extrusión anterior (de 62% con optimizados a 76-79% con convencionales horizontales) y rotación de caninos/premolares. (10)

Biomecánica y colocación de attachments

La biomecánica de los attachments se centra en aplicar fuerzas específicas para inducir movimientos deseados: rotación (mediante superficies activas asimétricas), traslación (control corporal con torque), extrusión (fuerzas verticales apicales) e intrusión (análoga pero opuesta). Para la extrusión de incisivos centrales superiores —clave en la corrección de mordida abierta anterior—, los attachments se colocan típicamente en la región cervical (gingival o cerca del margen gingival)

del diente. Esta posición desplaza el punto de aplicación de fuerza más apicalmente, alineándolo con el eje longitudinal del diente y facilitando un movimiento vertical controlado con menor tipping palatino/lingual. Estudios FEM (elementos finitos) y clínicos muestran que attachments horizontales rectangulares con bisel gingival (gingivally beveled) generan mayor extrusión efectiva (hasta 0.05-0.097 mm por etapa) al proporcionar una superficie activa más amplia y apical, con fuerzas de ~1.07-1.22 N y mínimo tipping (<3-10 Nmm). (19)

La planificación precisa de la ubicación, forma y tamaño de los attachments se realiza mediante técnicas de imagenología avanzada, como escáneres intraorales de alta resolución y tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) para evaluar la anatomía radicular, posición del centro de resistencia y espacios periodontales. Esto permite prever el impacto biomecánico, evitar estrés excesivo en el ligamento periodontal (PDL) y optimizar la estabilidad post-tratamiento.

Evolución y tipos de attachments

Los dientes anteriores maxilares requieren una precisión excepcional en su posicionamiento, ya que son los más visibles y determinan la estética sonrisa. Para aumentar la predictibilidad de movimientos con alineadores, los ortodoncistas han evolucionado desde los primeros attachments elipsoides (simples, para movimientos sutiles y con menor retención en algunos casos) hacia diseños más definidos y voluminosos: rectangulares horizontales/verticales, biselados (beveled) y optimizados (propietarios de sistemas como Invisalign® SmartForce™). (3)

- Attachments elipsoides/cilíndricos: Los más simples y estéticos; favorecen movimientos sutiles y verticales leves, pero con menor retención y eficiencia en extrusión/rotación severa.
- Rectangulares verticales: Excelentes para traslación distal o mesial corporal y control de torque; generan mayor momento/rotación en movimientos sagitales.
- Rectangulares horizontales (con o sin bisel): Ideales para extrusión y torque; los biselados gingivales proporcionan área de contacto más amplia y fuerza apical efectiva, mejorando la aplicación de fuerza vertical y reduciendo deformación del alineador.
- Optimizados (Invisalign): Diseñados por software según morfología dental y movimiento; por ejemplo, optimizados para extrusión tienen bisel gingival y forma adaptada, pero estudios clínicos multicéntricos (Groody et al., 2023; revisiones 2025) muestran que no siempre superan a los convencionales horizontales (76-79% vs. 62% en extrusión de incisivos laterales/centrales).
- De un cuarto de esfera o semicirculares: Preferidos para derotación de caninos; ofrecen superficie activa orientada estratégicamente para movimientos precisos con menor tipping.

Revisiones comprehensivas (2025-2026) indican que la combinación de forma, tamaño (típicamente 2-5 mm mesiodistal/occlusogingival, 1-2 mm grosor), posición

(buccal, palatal o combinada) y número influye significativamente: attachments gingivales o combinados buccal-palatal mejoran extrusión y estabilidad, mientras que duales reducen asimetrías y estrés en PDL. Aunque optimizados ofrecen estética y precisión teórica, convencionales horizontales biselados gingivales a menudo logran mayor eficiencia clínica en extrusión incisal, con menor necesidad de refinamientos.

Podemos concluir que los attachments transforman los alineadores de una herramienta limitada a una opción versátil para maloclusiones complejas, especialmente verticales como la mordida abierta anterior. Su diseño biomecánico óptimo —priorizando superficies activas apicales y control radicular— es esencial para maximizar predictibilidad, reducir complicaciones y acortar tiempos de tratamiento.

A) Figura 1. Attachments elipsoidal

*Figura 1. * Dalaie, K., & Ghaffari, S. (2021). Importance of Attachments in Treatment with Clear Aligners: A Narrative Review. Journal of Dental School, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, 38(1), 41-47. Recuperado de <https://doi.org/10.22037/jds.v38i1.33729>

B) Figura 2. Attachment rectangular

*Figura 2. * Dalaie, K., & Ghaffari, S. (2021). Importance of Attachments in Treatment with Clear Aligners: A Narrative Review. Journal of Dental School, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, 38(1), 41-47. Recuperado de <https://doi.org/10.22037/jds.v38i1.33729>

C) Figura 3. Attachment biselado

*Figura 3. * Dalaie, K., & Ghaffari, S. (2021). Importance of Attachments in Treatment with Clear Aligners: A Narrative Review. Journal of Dental School, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, 38(1), 41-47. Recuperado de <https://doi.org/10.22037/jds.v38i1.33729>

D) Figura 4. Attachment piramidal

*Figura 4. * Dalaie, K., & Ghaffari, S. (2021). Importance of Attachments in Treatment with Clear Aligners: A Narrative Review. Journal of Dental School, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, 38(1), 41-47. Recuperado de <https://doi.org/10.22037/jds.v38i1.33729>

E) Figura 5. Attachemnt cuarto de esfera

*Figura 5. * Dalaie, K., & Ghaffari, S. (2021). Importance of Attachments in Treatment with Clear Aligners: A Narrative Review. Journal of Dental School, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, 38(1), 41-47. Recuperado de <https://doi.org/10.22037/jds.v38i1.33729>

Tabla 2. Configuración de attachments.

CONFIGURACION	ANCHO	ALTO	PROMINECIA (VESTIBULOLINGUAL)
ELIPSOIDE	2mm	3mm	3mm
ELIPSOIDE VERTICAL	2,5mm	2,5mm	4mm
RECTANGULAR	2mm	2mm	3,4,5 mm
PIRAMIDAL	3mm	3mm	1,5mm
CUARTO DE ESFERA	2mm	1,5mm	1,5mm
BISELADO	2mm	2mm	3,4,5mm

*Tabla 2. * Dalaie, K., & Ghaffari, S. (2021). Importance of Attachments in Treatment with Clear Aligners: A Narrative Review. Journal of Dental School, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, 38(1), 41-47. Recuperado de <https://doi.org/10.22037/jds.v38i1.33729>

ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

El Método de Elementos Finitos (FEM) es una técnica numérica poderosa que proporciona soluciones aproximadas a problemas complejos de ingeniería y ciencias aplicadas, resolviendo ecuaciones diferenciales, algebraicas e integrales mediante la discretización de un dominio continuo en un número finito de elementos interconectados. Surgió en la década de 1940, principalmente en el ámbito de la ingeniería aeronáutica, para analizar tensiones en estructuras complejas como alas de aviones. Richard Courant sentó las bases matemáticas en 1943 con su trabajo pionero en métodos variacionales (Ritz method), mientras que en las décadas siguientes (1950-1960) investigadores como Argyris y Clough lo formalizaron y aplicaron a problemas estructurales reales. Desde entonces, FEM se ha convertido en una herramienta estándar en múltiples disciplinas, incluyendo aeroespacial, automotriz, biomédica, geotécnica, hidráulica y nuclear.

(24)

En el campo biomédico y odontológico, FEM es especialmente valioso para simular la biomecánica musculoesquelética, procesos de remodelado óseo, morfología funcional y respuestas tisulares a cargas mecánicas. Permite modelar en 3D con alta precisión la interacción entre materiales heterogéneos (hueso cortical, trabecular, ligamento periodontal, dientes y alineadores), evaluando tensiones, deformaciones, desplazamientos y distribuciones de estrés que son

difíciles o imposibles de medir in vivo sin intervenciones invasivas. Revisiones bibliométricas recientes (2025) destacan que, desde sus primeras aplicaciones dentales en los años 70, FEM ha evolucionado de modelos 2D simplificados a simulaciones 3D paciente-específicas con miles de elementos, incorporando propiedades no lineales y viscoelásticas. (26)

En ortodoncia, el movimiento dental se produce por la aplicación de fuerzas controladas que generan tensión compresiva y tensional en el ligamento periodontal (PDL), desencadenando respuestas celulares: reabsorción ósea en el lado de presión y aposición en el de tracción, según la teoría clásica de remodelado óseo (Frost, 1987; actualización en estudios FEM 2025). Aunque métodos experimentales (ensayos in vitro, estudios animales o clínicos) aportan datos valiosos, tienen limitaciones como variabilidad biológica, costos éticos o imposibilidad de medir tensiones internas con precisión. Aquí FEM destaca como un método no invasivo, reproducible, rentable y de bajo costo temporal, que permite simular escenarios "what-if" (por ejemplo, variar formas/posiciones de attachments) sin riesgos para el paciente.

El proceso FEM se estructura en tres fases principales:

- **Preprocesamiento:** Construcción del modelo geométrico 3D (a partir de CBCT, escáneres intraorales o modelos STL), malla de elementos finitos (típicamente tetraédricos o hexaédricos, con refinamiento en PDL y raíces), asignación de propiedades materiales (módulo elástico del PDL ~0.05-0.68

MPa lineal o no lineal; hueso cortical ~13-20 GPa; alineador ~2-3 GPa; resina attachments ~8-12 GPa), definición de condiciones de contorno (anclaje óseo fijo o con restricciones) y aplicación de cargas/desplazamientos (e.g., mismatch del alineador para extrusión de 0.25-0.5 mm).

- **Procesamiento:** Resolución numérica del sistema de ecuaciones algebraicas (usando solvers como ANSYS, ABAQUS o COMSOL), calculando tensiones (von Mises, principales), deformaciones y desplazamientos.
- **Postprocesamiento:** Interpretación de resultados mediante mapas de color (stress contours), vectores de desplazamiento y análisis cuantitativo (e.g., máximo estrés en PDL <0.5-1.0 MPa para evitar necrosis; desplazamiento radicular vs. coronario).

En ortodoncia con alineadores transparentes, FEM ha elevado el nivel de comprensión biomecánica al simular con precisión la interacción alineador-diente-attachment-PDL-hueso. Estudios recientes (2023-2026) enfocados en extrusión de incisivos superiores muestran:

- Attachments horizontales rectangulares con bisel gingival generan mayor extrusión efectiva (0.05-0.097 mm por etapa) y fuerzas ~1.07-1.22 N con mínimo tipping, comparado con sin attachments (~0.14 N).

- Configuraciones optimizadas vs. convencionales: horizontales biselados logran 76-79% del movimiento previsto vs. 62% con optimizados, con menor estrés en PDL y mejor distribución (von Mises más uniforme).
- Efectos de trimline (scalloped vs. high): scalloped reduce estrés radicular en 13-40% durante intrusión/extrusión, con desplazamientos más controlados.
- Side effects como tipping o intrusión molar no deseada se minimizan con attachments gingivales o combinados buccal-palatal.

Scoping reviews y revisiones sistemáticas (2025-2026) confirman que FEM es el método más utilizado para estudiar alineadores (más de 50 estudios en los últimos 5 años), destacando su capacidad para mapear mecanismos de side effects (distribución desigual de estrés) y evaluar auxiliares (attachments, power ridges, elastics). Aunque asume simplificaciones (PDL lineal/isotrópico en muchos casos, aunque algunos usan modelos bilineales o viscoelásticos), su validación clínica (comparación con ensayos in vitro) lo posiciona como confiable y predictivo.

Es así como podemos señalar que, los objetos FEM no solo han llevado la ortodoncia a un nivel superior de precisión biomecánica, sino que se ha extendido a otras áreas odontológicas (implantes, endodoncia, prótesis) y médicas. En tu investigación, representa la herramienta ideal para evaluar cuantitativamente diferentes formas, tamaños y ubicaciones de attachments en la extrusión de incisivos centrales superiores, generando evidencia objetiva que supere las limitaciones clínicas y contribuya a protocolos más predecibles y eficientes.

1.6 OBJETIVOS

1.6.1 Objetivo General

Evaluar el movimiento de extrusión de los incisivos centrales superiores utilizando diferentes formas de attachments (biselado y elipsoidal) y diferentes ubicaciones (gingival, central e incisal) mediante análisis de elementos finitos (FEM).

1.6.2 Objetivos Específicos

- Comparar el efecto del diseño y la posición del attachment sobre la deformación y el esfuerzo del diente, ligamento periodontal, hueso cortical y hueso trabecular.
- Comparar el efecto del diseño y la posición del attachment sobre la deformación y la distribución del esfuerzo en el sistema alineador–attachment.
- Comparar el desplazamiento inicial obtenido mediante análisis de elementos finitos y el movimiento acumulado estimado a partir de una modelación matemática complementaria, según el diseño y la posición del attachment.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Observacional por medio de un modelo matemático.

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

Extrusión de dientes centrales superiores.

2.3 MATERIAL OBJETO DE ESTUDIO

Tomografía de paciente y modelado de elementos finitos.

2.4 UNIDAD DE OBSERVACIÓN

Por efectos del estudio se utilizarán las siguientes variables:

Tabla 3. Operationalización de variables de estudio

VARIABLE	DEFINICIÓN	TIPO DE VARIABLE	ESCALA DE MEDICIÓN	INTRUMENTO DE RECOLECCIÓN
-----------------	-------------------	-------------------------	---------------------------	----------------------------------

EXTRUSION DE LOS INCISIVOS CENTRALES SUPERIORES	Movimiento dental ortodóntico en una dirección que modifica la 'posición dental en sentido coronal vertical	DEPENDIENTE	ORDINAL	MILIMETROS (mm)
FORMA DE LOS ATTACHMENTS	Varias formas de attachments usadas para determinar cómo cada una afecta la eficacia del movimiento de extrusión	INDEPENDIENTE	NOMINAL	OBSERVACION TOMOGRAFICA (EFM)
UBICACIÓN DE LOS ATTACHMENTS	Posición específica de los attachments en los dientes o en los alineadores, variando de central a lateral, o en diferentes puntos a lo largo de la corona del diente	INDEPENDIENTE	NOMINAL	OBSERVACION TOMOGRAFICA (EFM)

MATERIAL DEL ALINEADOR	Diferentes materiales de fabricación de alineadores con propiedades distintas de flexibilidad y fuerza, afectando la transferencia de fuerza de los attachments	CONFUSIO N	NOMINAL	OBSERVACIO N TOMOGRAFIA CA (EFM)
---------------------------------------	--	---------------	---------	---

2.5 MUESTRA

Tomografía de paciente y modelado de elementos finitos.

2.6 CRITERIOS DE SELECCIÓN

2.6.1 Criterios de Inclusión

- Paciente sin dispositivos fijos intraorales que distorsionen la tomografía
- Paciente con buen estado periodontal
- Sin presencia de caries
- Sin tratamiento previo de ortodoncia

- Con dientes permanentes
- Edad entre 20 a 40 años

2.6.2 Criterios de exclusión

- Paciente con reabsorciones radiculares
- Paciente con apiñamiento moderado a severo
- Paciente con ausencias dentales

2.6.3. Modelos geométricos

Figura 6. Hueso Cortical

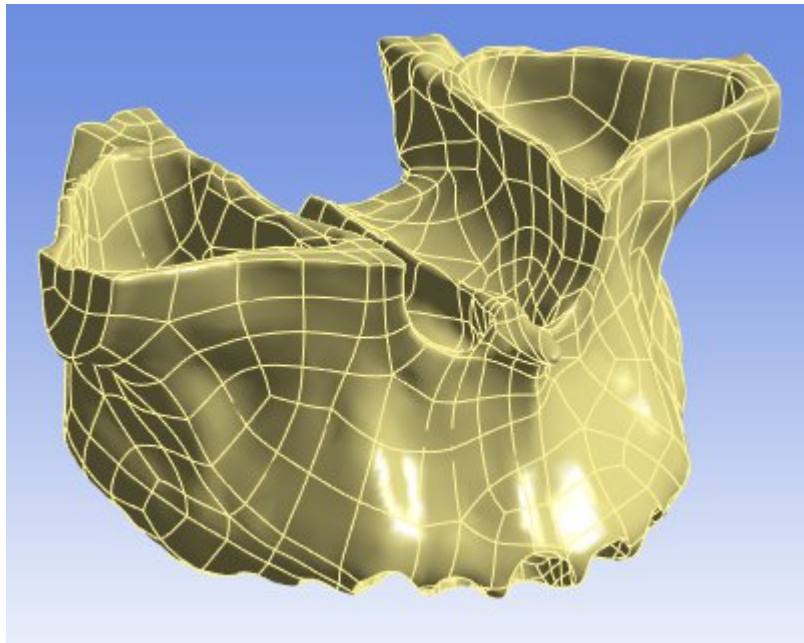


Figura 7.Hueso Trabecular

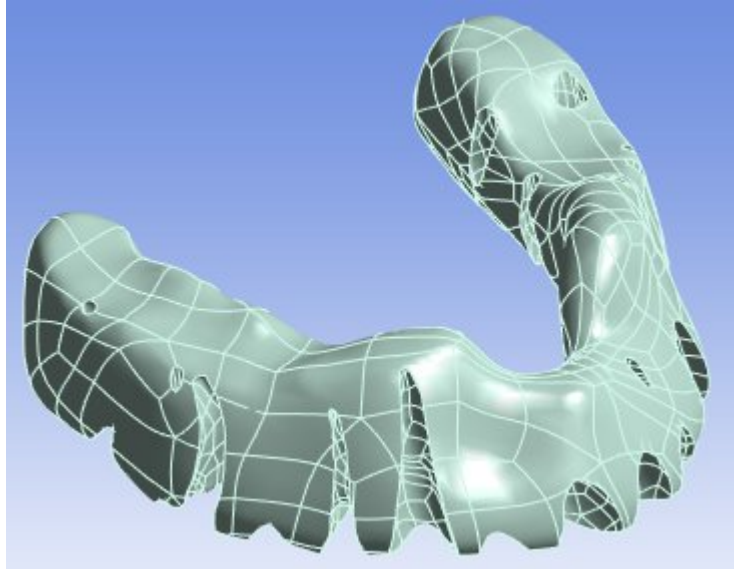


Figura 8. Ligamento

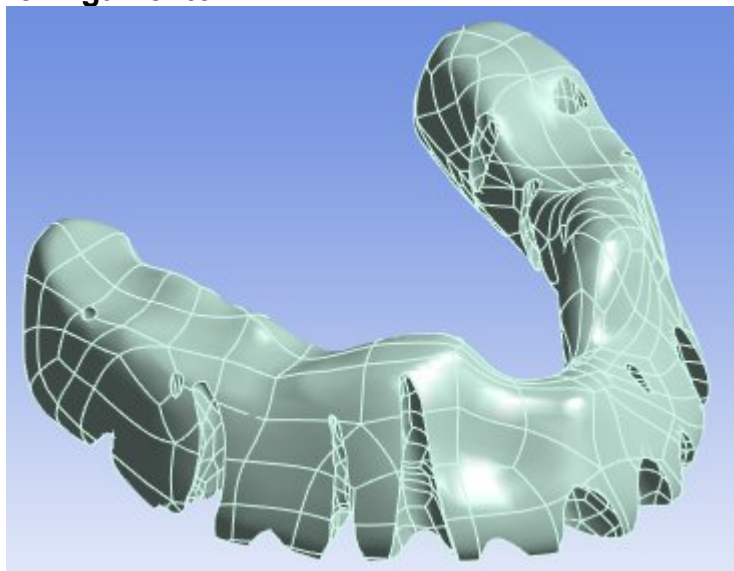


Figura 9. Dientes

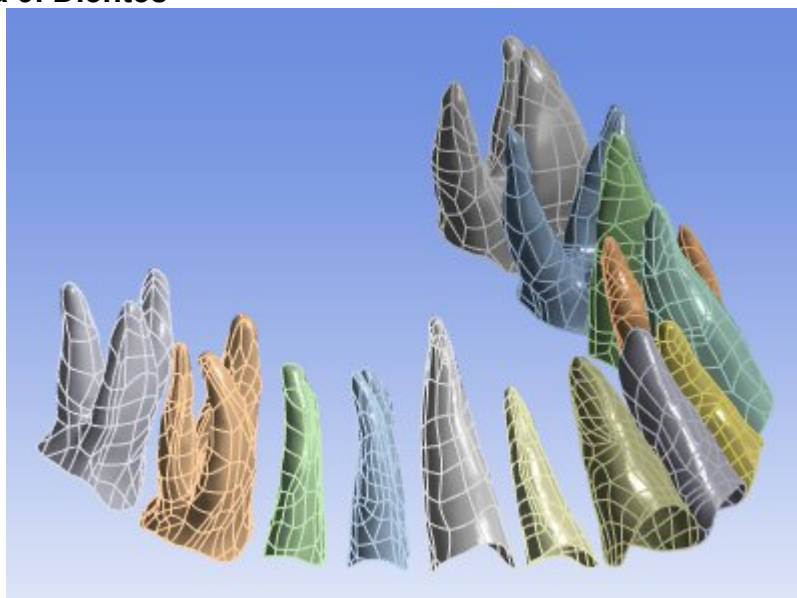


Figura 10. Attachments

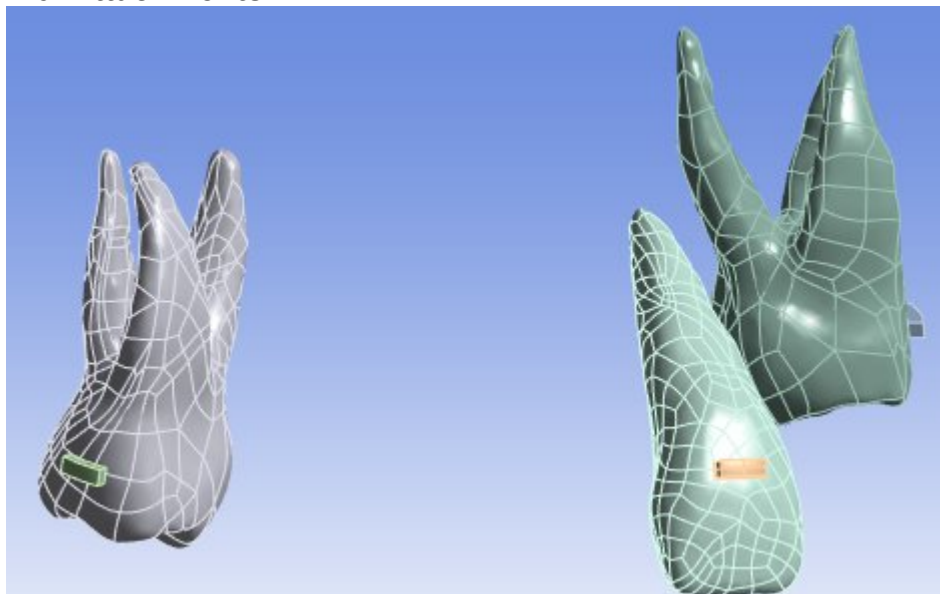
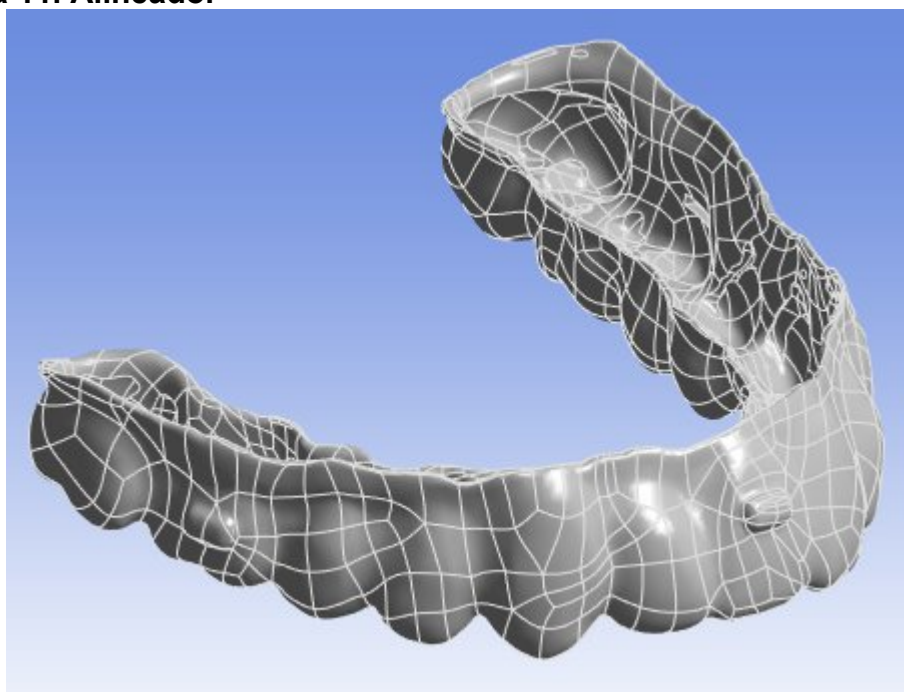
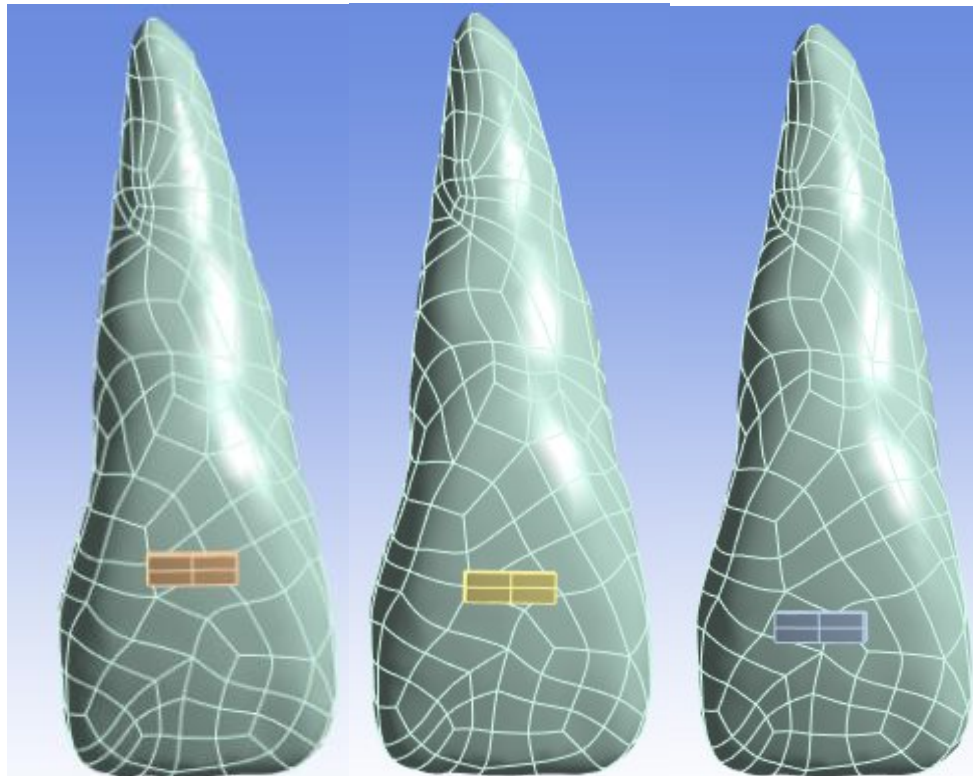


Figura 11. Alineador



El diseño de los alineadores con un espesor de 0,7 mm se realizó utilizando el software DentOne, mientras que los attachments en un software CAD debido a su geometría sencilla de modelar.

Figura 12. Ubicación de los Attachment Prismáticos



2.6.4. Definición de los modelos de Elementos Finitos

Los modelos geométricos reconstruidos fueron importados al software ANSYS WORKBENCH. Cada modelo incluyó un arco maxilar completo con un total de 14 dientes, a los cuales se les asignaron las propiedades mecánicas de la tabla 4. Se

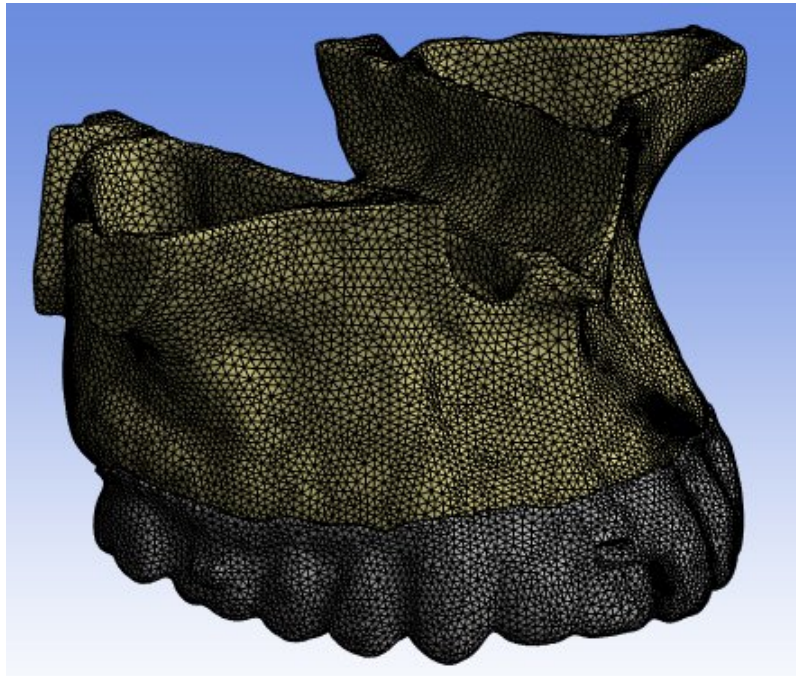
realizó un enmallado a cada modelo por separado obteniendo la siguiente discretización:

Tabla 4. Características del mallado de los modelos FEM

MODELO	GEOMETRÍA	# ELEMENTOS	# NODOS
Attachment Prismático – 1mm arriba de la Corona clínica	CONJUNTO	890390	1359341
	ALINEADOR	75992	135381
Attachment Prismático – en la Corona clínica	CONJUNTO	938123	1424656
	ALINEADOR	59459	106483
Attachment Prismático – 1mm abajo de la Corona clínica	CONJUNTO	852131	1303999
	ALINEADOR	60546	113252
Attachment Elíptico – 1mm arriba de la Corona clínica	CONJUNTO	855419	1306423
	ALINEADOR	50307	96569
Attachment Elíptico – en la Corona clínica	CONJUNTO	862655	1317956
	ALINEADOR	60214	111468
Attachment Elíptico – 1mm abajo de la Corona clínica	CONJUNTO	815121	1248845
	ALINEADOR	58923	109393

En la figura se puede apreciar un ejemplo del enmallado del modelo Attachment Prismático – 1mm arriba de la Corona clínica:

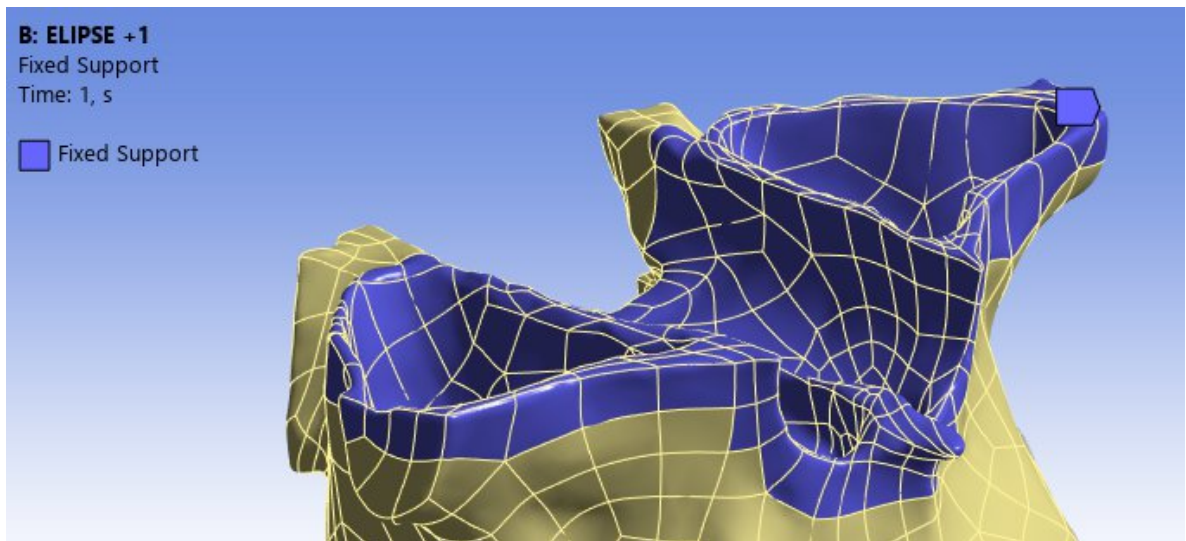
Figura 13. Attachment Prismático



2.6.5. Definición de las condiciones de frontera.

Para todos los modelos, la parte superior del maxilar se inmovilizó utilizando una restricción tipo soporte fijo, el cual restringe el movimiento en todas las direcciones.

Figura 14. Análisis de attachments



La interfaz de contacto entre la cavidad del attachment en el alineador y el attachment adherido al incisivo se definió como un contacto de tipo friccional (o de superficie a superficie), pero solo se activó en una etapa posterior del análisis, tal como se detalla en el siguiente numeral. Por otro lado, se establecieron contactos de tipo bonded (pegados o adheridos) entre las siguientes interfaces para reproducir fielmente la unión fisiológica y estructural:

- Entre la superficie radicular del diente y el ligamento periodontal (LPD).
- Entre el ligamento periodontal y el hueso alveolar cortical.

- Entre el ligamento periodontal y el hueso alveolar trabecular.

Estos contactos bondados garantizan una transmisión continua de cargas sin deslizamiento ni separación en dichas uniones biológicas.

2.6.6. Análisis por Elementos Finitos.

Para simular el comportamiento biomecánico de cada modelo, se empleó un análisis transitorio (transient structural). El procedimiento se ejecutó en las siguientes etapas secuenciales:

1. Se impuso un desplazamiento controlado de 0.2 mm en dirección vertical ascendente (hacia oclusal) aplicado directamente en la cavidad del attachment perteneciente al alineador.
2. Se activó el contacto previamente definido entre la cavidad del alineador y el attachment del incisivo, permitiendo la interacción real entre ambas superficies.
3. Se desactivó el desplazamiento impuesto al alineador, liberando la estructura para que respondiera bajo la fuerza de contacto generada en la etapa anterior.

Este enfoque secuencial permitió obtener la fuerza de contacto resultante entre el alineador y el attachment durante su interacción, reproduciendo de manera realista el estado inicial de esfuerzos y deformaciones en el complejo diente–ligamento

periodontal–hueso alveolar. De esta forma, se simuló el mecanismo de activación inicial típico de los alineadores termoformados, capturando la transferencia de cargas sin necesidad de aplicar fuerzas externas directas en etapas posteriores.

2.7 PROCEDIMIENTO

Para llevar a cabo este estudio, se inició con la selección y adquisición de tomografías computarizadas de haz cónico (CBCT) correspondientes a casos clínicos representativos de pacientes con mordida abierta anterior o discrepancias verticales que requirieran extrusión de incisivos centrales superiores. Se priorizaron imágenes de alta resolución (voxel $\leq 0.2\text{-}0.3\text{ mm}$) y calidad diagnóstica óptima, asegurando visibilidad clara de las raíces incisales, ligamento periodontal (PDL), hueso alveolar y corona dental, sin artefactos metálicos significativos que pudieran interferir en la segmentación.

Una vez identificadas las tomografías que cumplieran con los criterios de inclusión predefinidos (edad, maloclusión vertical moderada, ausencia de patología radicular o periodontal activa, y resolución adecuada para modelado 3D), se procedió a su anonimización y envío al ingeniero biomédico o especialista en procesamiento digital responsable de la generación del modelo de elementos finitos (FEM). Este proceso involucró:

- Segmentación volumétrica de las estructuras anatómicas relevantes (dientes incisivos superiores centrales, PDL, hueso alveolar cortical y

trabecular, y en algunos casos el alineador virtual y attachments).

- Reconstrucción 3D fiel a la morfología real, preservando detalles como la forma radicular (aproximadamente cónica o elíptica en incisivos), grosor del PDL (~0.2-0.4 mm) y propiedades heterogéneas del hueso.
- Generación de la malla finita (típicamente tetraédrica o hexaédrica refinada en zonas de interés como el apex radicular y el PDL), con un número de elementos suficiente (decenas a cientos de miles) para garantizar convergencia numérica y precisión en cálculos de estrés/deformación.

Posteriormente, se configuraron las condiciones de carga biomecánica basadas en protocolos experimentales validados: se aplicaron fuerzas o desplazamientos representativos de alineadores (e.g., mismatch vertical de 0.25-0.5 mm por etapa para simular extrusión, fuerzas ~1.0-1.5 N en la superficie activa del attachment). Se definieron propiedades materiales realistas (módulo elástico del PDL bilineal o hiperelástico ~0.05-0.68 MPa; hueso cortical ~13-20 GPa; attachments de resina ~8-12 GPa; alineador ~2-3 GPa), condiciones de contorno (fijación ósea basal) y escenarios comparativos (diferentes formas/ubicaciones de attachments: rectangular horizontal bisel gingival vs. optimizado, buccal vs. palatal).

Se recolectaron y tabularon sistemáticamente los datos de las simulaciones (desplazamientos nodales, tensiones von Mises/principales en PDL y hueso, momentos de tipping, fuerzas resultantes), organizándolos para facilitar comparaciones cuantitativas entre configuraciones. El sistema de ecuaciones algebraicas se resolvió mediante solvers comerciales (e.g., ANSYS, ABAQUS),

obteniendo mapas de estrés/deformación y vectores de movimiento para analizar el comportamiento biomecánico.

Finalmente, se interpretaron los resultados en relación con los objetivos: se evaluó la predictibilidad de la extrusión (magnitud y dirección del desplazamiento radicular/coronal), distribución de estrés (evitando picos $>0.5-1.0$ MPa en PDL para minimizar riesgo de reabsorción), y efectos secundarios (tipping, intrusión molar no deseada). Esta interpretación permitió formular conclusiones sobre la configuración óptima de attachments, contribuyendo a recomendaciones clínicas más precisas y predecibles en tratamientos con alineadores para maloclusiones verticales complejas.

2.8 ASPECTOS ÉTICOS

De acuerdo con la Resolución 8430 de 1993 del Ministerio de Salud de Colombia, la presente investigación se clasifica como un estudio sin riesgo, debido a que se realizó mediante análisis computacional por elementos finitos (FEM) utilizando imágenes CBCT y archivos STL previamente obtenidos, sin intervención directa sobre seres humanos ni modificación intencional de variables biológicas, fisiológicas o psicológicas.

El estudio se limitó a la reconstrucción tridimensional y simulación biomecánica de estructuras anatómicas anonimizadas con fines exclusivamente académicos y científicos.

2.8.1 Consentimiento individual

Para la utilización de imágenes diagnósticas preexistentes se garantizó el manejo ético y confidencial de la información. Los archivos empleados fueron utilizados únicamente con fines investigativos y académicos, respetando los principios establecidos en la Declaración de Helsinki y la normatividad colombiana vigente relacionada con protección de datos y manejo de historias clínicas.

2.8.2 Causar daño o algo impropio

Los investigadores reconocen los principios de no maleficencia y beneficencia, debido a que la presente investigación no representa riesgo físico, psicológico o social para los participantes, ya que no se realizó intervención clínica ni modificación de variables biológicas.

La investigación se desarrolló mediante análisis computacional por elementos finitos (FEM) utilizando imágenes CBCT y archivos STL previamente obtenidos y anonimizados, garantizando la eliminación de identificadores personales y el uso exclusivo de la información con fines académicos y científicos.

Asimismo, la aprobación del Comité de Ética en Investigación de la Institución Universitaria Colegios de Colombia – UNICOC garantizó el cumplimiento de los principios éticos y regulatorios establecidos para investigaciones sin riesgo.

2.8.3 Confidencialidad

La recopilación de datos relativos a personas (imágenes CBCT, datos

demográficos básicos anonimizados) se protege estrictamente: se omiten identificadores directos (nombres, números de historia, fechas exactas de nacimiento), se almacenan en servidores seguros con acceso restringido al equipo investigador, y se usan códigos numéricos para trazabilidad. Los resultados se reportan de forma agregada o ilustrativa (sin revelar casos individuales). Esta medida previene cualquier perjuicio por revelación accidental, alineándose con la Ley 1581/2012 (protección de datos personales) y Res. 8430/1993. (1-10)

2.9 ANÁLISIS ESTADÍSTICOS

Los datos cuantitativos obtenidos mediante las simulaciones por elementos finitos (FEM) fueron organizados, tabulados y analizados de forma descriptiva. Las variables evaluadas incluyeron: desplazamiento dental, estrés de von Mises, deformación, fuerza inducida y área bajo la curva (AUC).

Los resultados fueron comparados entre los diferentes diseños y posiciones de attachments evaluados (biselado y elipsoidal en posiciones gingival, central e incisal). La información fue representada mediante mapas biomecánicos, tablas y gráficos comparativos utilizando Microsoft Excel 2024 y el software de análisis por elementos finitos.

El análisis permitió identificar las configuraciones con mayor eficacia extrusiva y las diferencias biomecánicas generadas entre los distintos diseños de attachments evaluados.

3. RESULTADOS

La simulación de la extrusión del diente 11 mostró que la magnitud del desplazamiento vertical varió según la posición del attachment en ambos diseños evaluados. En el diseño biselado, la mayor extrusión se observó en la posición incisal, seguida de la posición central y gingival. Un comportamiento similar se evidenció en el diseño elipsoidal, con mayores valores en la posición incisal, intermedios en la central y menores en la gingival, lo que indica un patrón consistente en el que la posición del attachment influye en la magnitud del movimiento de extrusión. Al comparar ambos diseños, los attachments biselados mostraron mayores valores de extrusión en las tres posiciones evaluadas en comparación con los elipsoidales, siendo esta diferencia más evidente en la posición incisal.

Se realizó un modelado teórico del desplazamiento en función del tiempo el cual evidenció un comportamiento sigmoideo en todas las configuraciones evaluadas, con un incremento progresivo del movimiento a partir de las semanas intermedias de la simulación. El cálculo del área bajo la curva (AUC) permitió cuantificar el movimiento acumulado, evidenciando mayores valores en el diseño biselado en comparación con el elipsoidal. El mayor valor de AUC se observó en la posición incisal del diseño biselado, seguido de la posición central y gingival mientras que en el diseño elipsoidal, los valores fueron menores en todas las posiciones

Tabla 5. Área bajo la curva (AUC) del desplazamiento según diseño y posición del attachment

Diseño	Posición	AUC (mm-semana)
Biselado	Incisal	4,03
Biselado	Central	3,06
Biselado	Gingival	1,55

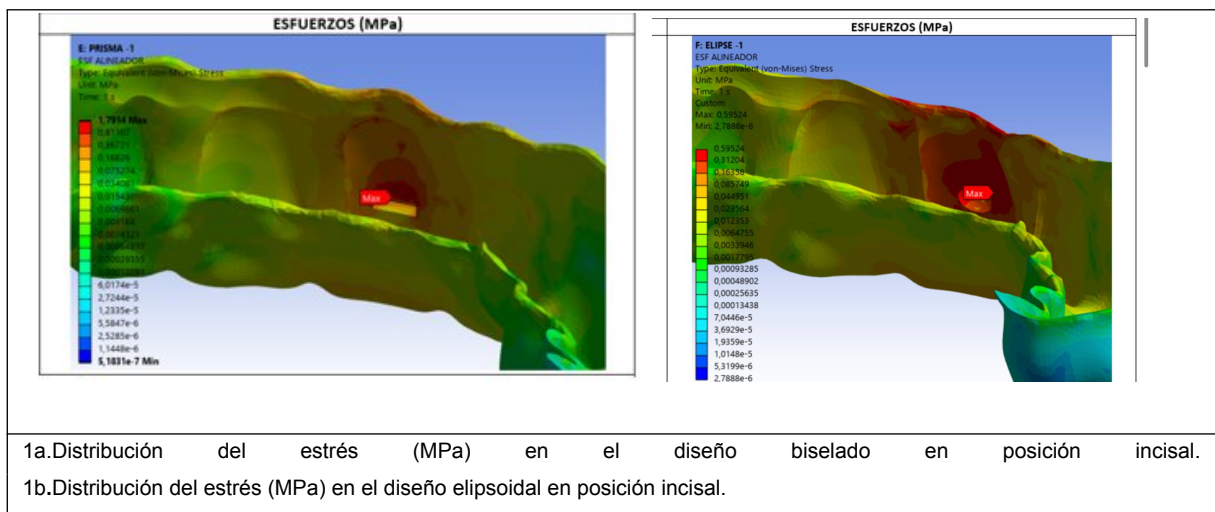
Diseño	Posición	AUC (mm·semana)
Elipsoidal	Incisal	2,91
Elipsoidal	Central	2,27
Elipsoidal	Gingival	1,24

Los valores máximos de estrés de von Mises en el alineador fueron diferentes acordes al diseño y la posición del attachment, mostrando valores más altos en la posición central del diseño biselado y en la posición incisal con el diseño elipsoidal. Tabla 3. En todos los casos la concentración de esfuerzos estuvo localizada en la interfase alineador-attachment, mostrando una distribución más difusa en el diseño elipsoidal. En ambos diseños, la concentración de esfuerzos se localizó en la interfase alineador–attachment; sin embargo, en el diseño elipsoidal se observó una distribución más difusa en comparación con el biselado. Figura 1.

Tabla 6. Estrés de von Mises (MPa) según diseño y posición del attachment

Diseño	Posición	Estrés (MPa)
Biselado	Gingival	1,30
Biselado	Central	2,53
Biselado	Incisal	1,79
Elipsoidal	Gingival	0,28
Elipsoidal	Central	0,67
Elipsoidal	Incisal	0,96

Figura 15. Comparación de la distribución del estrés (MPa) entre el diseño biselado y el elipsoidal en posición incisal.



La deformación del alineador mostró un incremento progresivo desde la posición gingival hacia la incisal en ambos diseños. En el attachment biselado, los valores aumentaron desde 9.3×10^{-4} mm en posición gingival hasta 1.89×10^{-3} mm en posición incisal, con valores intermedios en la posición central (1.75×10^{-3} mm). En el diseño elipsoidal, se observó un patrón similar, con valores menores en todas las posiciones, que aumentaron desde 3.5×10^{-4} mm en gingival hasta 1.43×10^{-3} mm en incisal, con valores intermedios en la posición central (9.1×10^{-4} mm).

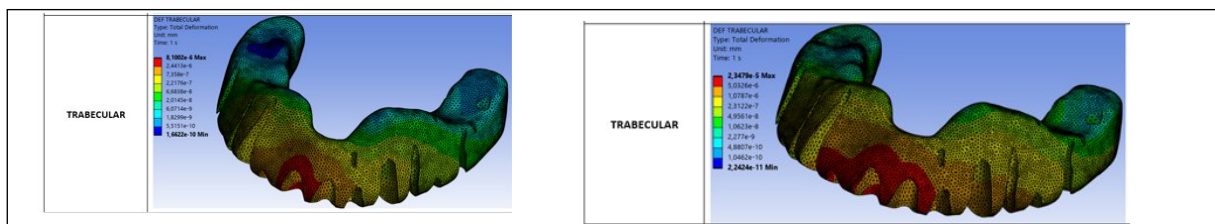
El análisis del complejo diente–ligamento periodontal–hueso alveolar evidenció que tanto el diseño como la posición del attachment influyen en la magnitud y distribución de la deformación y el esfuerzo, así como en la transmisión de fuerzas hacia los tejidos de soporte. En el diseño biselado, la posición incisal mostró los mayores valores de deformación en el ligamento periodontal (2.20×10^{-5} mm) y esfuerzo de von Mises (3.59×10^{-4} MPa), acompañados de la mayor fuerza inducida (2.695 N), con una activación más amplia del ligamento periodontal hacia el tercio medio radicular. A nivel óseo, el hueso cortical registró una deformación de 2.20×10^{-5} mm y un esfuerzo máximo de 0.72 MPa, mientras que el hueso trabecular presentó valores de 1.25×10^{-5} mm y 0.05 MPa.

En la posición central del mismo diseño, se observaron valores intermedios en el ligamento periodontal (1.55×10^{-5} mm; 3.03×10^{-4} MPa), junto con una distribución

más uniforme de esfuerzos en el hueso cortical (1.38×10^{-5} mm; 0.76 MPa) y trabecular (8.1×10^{-6} mm; 0.02 MPa). Por el contrario, la posición gingival presentó los valores más bajos de deformación (1.20×10^{-5} mm) y esfuerzo (1.14×10^{-4} MPa) en el ligamento periodontal, con la menor fuerza inducida (1.05 N) y una respuesta más localizada a nivel apical.

En el diseño elipsoidal, se observó en general una menor magnitud de esfuerzos y una distribución más homogénea en comparación con el biselado. En la posición incisal, el ligamento periodontal presentó una deformación de 3.36×10^{-5} mm y un esfuerzo de 1.79×10^{-4} MPa, con fuerzas inducidas entre 1.52 y 1.94 N. El hueso cortical registró 3.36×10^{-5} mm y 1.98 MPa, mientras que el hueso trabecular mostró 2.34×10^{-5} mm y 0.03 MPa. En la posición central, se observaron valores de deformación de 7.44×10^{-5} mm y esfuerzo de 0.53 MPa en el ligamento periodontal, con una distribución homogénea en los tejidos óseos. Finalmente, la posición gingival presentó los valores más bajos de activación tisular, con deformación de 6.53×10^{-5} mm y esfuerzo de 7.01×10^{-5} MPa en el ligamento periodontal, así como bajos niveles de esfuerzo en hueso cortical y trabecular.

Figura 16. Distribución de esfuerzos en el ligamento periodontal, hueso cortical y trabecular para los diseños biselado y elipsoidal en posición incisal



2a.Distribución de esfuerzos (MPa) en hueso trabecular para el diseño biselado en posición incisal.

2b.Distribución de

esfuerzos (MPa) en hueso trabecular para el diseño elipsoidal en posición incisal.

Los resultados evidencian que tanto el diseño como la posición del attachment influyen en el comportamiento mecánico del sistema alineador–diente–periodonto. Las configuraciones incisales y el diseño biselado se asociaron con una mayor respuesta biomecánica y mayor movimiento acumulado en el tiempo, mientras que el diseño elipsoidal mostró una distribución de cargas más homogénea y de menor magnitud en los tejidos de soporte.

4. DISCUSIÓN

El movimiento de extrusión con alineadores continúa siendo uno de los movimientos menos predecibles, y la evidencia disponible sugiere que su comportamiento depende en gran medida del diseño del attachment. En el presente estudio, tanto la forma como la posición del attachment modificaron el desplazamiento vertical, el movimiento acumulado en el tiempo, la distribución del estrés en el alineador y la respuesta biomecánica de los tejidos de soporte. En general las configuraciones en posición incisal y el diseño biselado mostraron la mayor eficiencia mecánica, mientras que el diseño elipsoidal presentó una distribución de cargas más homogénea.

Estos hallazgos concuerdan con lo observado por Costa et al., quienes encontraron que diferentes geometrías de attachments generan distintos

patrones de fuerza durante la extrusión, y que los diseños de bordes redondeados producen fuerzas menores y una distribución más controlada, mientras que los diseños más retentivos generan fuerzas extrusivas más altas, aunque con componentes no deseados en otros ejes. De manera similar, en el presente estudio el diseño biselado mostró mayor desplazamiento y mayor AUC, mientras que el elipsoidal, similar al diseño de Costa, exhibió una distribución de estrés más difusa y homogénea. Esto sugiere que la mayor capacidad de movimiento del diseño biselado podría estar relacionada con una transmisión más concentrada de fuerzas, mientras que el diseño elipsoidal favorecería una disipación más uniforme de las cargas.

Los resultados también coinciden con el ensayo clínico aleatorizado de Groody et al., en el que los attachments horizontales convencionales fueron más eficaces que los optimizados para lograr la extrusión de incisivos laterales superiores; en ese estudio, la extrusión lograda fue en promedio 76% con attachments horizontales frente a 62% con attachments optimizados. De forma concordante, el análisis realizado mostró que el diseño biselado presentó mayores valores de movimiento acumulado que el elipsoidal en todas las posiciones. Sin embargo, este estudio FEM permitió el análisis de un componente biomecánico no evaluado en el ensayo clínico aleatorizado, evidenciando que esta mayor eficiencia se acompañó de mayores concentraciones de estrés en la interfase alineador–attachment y en los tejidos de soporte. Esto sugiere que los diseños más eficaces clínicamente no

necesariamente corresponden a los más favorables desde el punto de vista de la distribución de tensiones.

En el análisis de la forma y la posición del attachment en el presente estudio la configuración más eficiente en términos de movimiento acumulado fue la biselada en posición incisal, lo cual contrasta con lo hallado en el estudio de Borjab et al donde se observó que el attachment rectangular en posición de tercio medio generó la mayor fuerza extrusiva y el menor momento no deseado en contraste con los hemi- elipsoidales en posición cervical los cuales fueron más favorables para minimizar las fuerzas reciprocas indeseadas en los dientes adyacentes o de anclaje. Esta diferencia sugiere que la configuración que optimiza el control biomecánico no siempre coincide con la que maximiza el desplazamiento. En otras palabras, el control del movimiento y la eficiencia del movimiento no son equivalentes, y probablemente representan dos dimensiones biomecánicas complementarias.

Esta interpretación se confirma con hallazgos que demuestran que los attachments aumentan consistentemente las fuerzas extrusivas, pero que todos los sistemas generan también fuerzas y momentos no deseados (*). De manera coincidente, los resultados del presente estudio mostraron que las configuraciones más activas, especialmente el diseño biselado, se asociaron con mayores concentraciones de estrés y mayor deformación del alineador. Sin embargo, a diferencia de enfoques centrados en la evaluación de fuerzas y

momentos generales, el presente análisis permitió el análisis de la respuesta tisular, evidenciando cómo estas cargas se transmiten hacia el ligamento periodontal, el hueso cortical y el trabecular. Desde esta perspectiva, el diseño elipsoidal no elimina la complejidad biomecánica del sistema, pero si parece modularla hacia una distribución más homogénea y probablemente mas fisiológica.

El análisis del AUC aportó una medida integrada del movimiento acumulado en el tiempo y permitió complementar la interpretación del desplazamiento final. Bajo este criterio, el diseño biselado en posición incisal mostró la mayor eficiencia mecánica, seguido por el biselado en posición central y el elipsoidal en incisal. Este patrón fue coherente con la mayor activación observada en el alineador y en el complejo dentoalveolar. Sin embargo, los mayores valores de AUC no se asociaron con una mejor distribución de tensiones, sino con una mayor concentración de cargas. Por ello, los resultados sugieren que el aumento en la eficiencia mecánica del movimiento implica una disminución en la uniformidad de la distribución de fuerzas.

En términos clínicos, estos hallazgos podrían interpretarse como indicativos de que los diseños biselados, especialmente en posición incisal, favorecen la extrusión cuando se prioriza la eficiencia mecánica, mientras que los elipsoidales podrían ser preferibles cuando se busca una distribución de cargas más uniforme. Sin embargo, esta interpretación requiere un análisis cuidadoso,

ya que el modelo no reproduce de manera completa la respuesta biológica dinámica de los tejidos, ni permite extrapolar directamente estos resultados a escenarios clínicos específicos. Más bien, los datos sugieren que la selección del attachment podría depender del equilibrio deseado entre magnitud de movimiento y control biomecánico del sistema.

Los resultados de este estudio sugieren que la selección del diseño y la ubicación del attachment debe individualizarse según el objetivo biomecánico del tratamiento. Los attachments biselados en posición incisal podrían ser preferibles en casos donde se requiera maximizar la extrusión de incisivos centrales, debido a su mayor eficiencia mecánica. Sin embargo, el incremento en las concentraciones de estrés asociado a este diseño indica la necesidad de un control cuidadoso para evitar efectos indeseados sobre los tejidos de soporte. Por otro lado, los attachments elipsoidales podrían ser una alternativa en situaciones donde se priorice una distribución más homogénea de las fuerzas, favoreciendo un comportamiento biomecánico más controlado.

El presente estudio tiene algunas limitaciones a considerar. El FEM se realizó bajo un enfoque estático, por lo que los resultados representan condiciones mecánicas iniciales y no la evolución biológica del movimiento dentario. Asimismo, la simulación de la progresión del movimiento corresponde a una modelación teórica y no a una predicción clínica directa. Adicionalmente, el PET-G se modeló como un material elástico lineal, sin considerar su posible

comportamiento viscoelástico o elastoplástico, lo cual podría influir en la respuesta mecánica del alineador a lo largo del tiempo.

Final del formulario

5. CONCLUSIONES

La respuesta observada en el complejo dentoalveolar dependió del tejido analizado, donde los mayores valores de deformación se dieron principalmente en diseño elipsoidal mientras que los mayores esfuerzos se dieron en el ligamento periodontal con diseños biselados.

En el sistema alineador–attachment, los attachments biselados generaron mayores valores de deformación y esfuerzo, mientras que los elipsoidales presentaron una distribución más homogénea de las tensiones en la interfase alineador–attachment.

El movimiento acumulado estimado fue mayor en la posición incisal que en la central y gingivales, y superior en los attachments biselados respecto a los elipsoidales. Estos hallazgos sugieren que el diseño y la posición del attachment influyen en el comportamiento mecánico del sistema durante la extrusión simulada de incisivos centrales superiores.

Implicaciones clínicas clave.

- Para maximizar la extrusión, priorizar el biselado incisal, con controles estrictos de activación y vigilancia del riesgo apical.

- El biselado central representa un compromiso entre potencia y control, útil cuando se busca eficacia con moderación del riesgo.
- Los elipsoidales son una alternativa más segura en biotipos periodontales delicados o con antecedente de reabsorción, aceptando una eficacia extrusiva media.
- Evitar, en general, ubicaciones gingivales para fines de extrusión por su baja efectividad.

Adicionalmente, la selección del attachment debe integrarse en una evaluación individualizada del biotipo periodontal, la anatomía radicular y el historial de reabsorción o pérdida ósea del paciente. En casos de incisivos con raíces cortas o periodontios comprometidos, la priorización de configuraciones que minimicen las tensiones apicales (elipsoidales o biselados centrales) puede prevenir complicaciones iatrogénicas, mientras que, en pacientes con periodonto sano y requerimientos de extrusión pronunciada, el biselado incisal emerge como la opción de mayor predictibilidad biomecánica.

Finalmente, aunque el modelo adoptó materiales lineales e isotrópicos y contactos idealizados, los hallazgos ofrecen fundamentos biomecánicos sólidos para personalizar la elección del attachment y su ubicación, optimizando el balance entre eficacia y seguridad biológica en protocolos con alineadores. Futuros trabajos deberían incorporar viscoelasticidad del LPD, análisis dependientes del tiempo (secuenciales multi-paso), propiedades no lineales del material del alineador y, especialmente, validación clínica prospectiva para afinar la predicción del comportamiento real en entornos intraorales complejos, donde factores como la oclusión, la higiene y la adherencia del paciente modulan los resultados observados.

6. RECOMENDACIONES

Para maximizar la eficacia en el movimiento de extrusión de incisivos centrales superiores con alineadores de PET-G (0,75 mm), se sugiere priorizar el uso de attachments biselados en posición incisal. Esta configuración demostró la mayor deformación en el ligamento periodontal (2.20×10^{-5} mm), esfuerzo de von Mises (3.59×10^{-4} MPa) y fuerza inducida (2.695 N), junto con una activación más amplia hacia el tercio medio radicular. Sin embargo, debe implementarse con controles clínicos estrictos, como activaciones progresivas y monitoreo radiográfico, para mitigar el riesgo biológico elevado debido a la concentración de tensiones apicales y corticales (0.721 MPa en hueso cortical), evitando así posibles reabsorciones radiculares.

En casos donde se busque un equilibrio entre potencia extrusiva y control biomecánico, opte por attachments biselados en posición central. Los resultados indicaron valores intermedios de deformación (1.55×10^{-5} mm en LPD) y esfuerzo (3.03×10^{-4} MPa), con una distribución más uniforme de tensiones en el hueso alveolar (0.757 MPa cortical y 0.024 MPa trabecular), lo que reduce el riesgo biológico a niveles moderados. Esta opción es ideal para pacientes con requerimientos de extrusión moderada, alineándose con hallazgos de estudios como Costa et al. (2021), que enfatizan la predictibilidad vertical en diseños biselados, pero con menor intensidad que la posición incisal.

Para pacientes con biotipos periodontales delicados o historial de reabsorción ósea, recomiéndese attachments elipsoidales, preferentemente en posición incisal

o central. Estas configuraciones exhibieron deformaciones más homogéneas (3.36×10^{-5} mm en LPD incisal) y esfuerzos distribuidos (1.79×10^{-4} MPa), con fuerzas inducidas entre 1.52-1.94 N, ofreciendo una eficacia media-alta pero con riesgo biológico moderado (1.98 MPa cortical). Coincidiendo con Meng et al. (2023) y Abdelkader et al. (2022), esta forma curva minimiza sobrecargas localizadas en la región apical, priorizando la seguridad tisular sobre la máxima potencia, especialmente en raíces cortas o periodonto comprometido.

Evite sistemáticamente las posiciones gingivales para attachments, tanto biselados como elipsoidales, en protocolos de extrusión. Los datos revelaron la menor eficiencia, con deformaciones bajas (1.20×10^{-5} mm en biselado gingival) y fuerzas mínimas (0.84-1.05 N), focalizadas en el ápice sin propagación radicular significativa. Aunque presentan bajo riesgo biológico (0.382 MPa cortical en elipsoidal), su baja activación tisular las hace inadecuadas para movimientos verticales pronunciados, como advertido en revisiones como Rossini et al. (2015), donde la extrusión con alineadores ya es inherentemente menos predecible sin optimización geométrica.

Integre la selección de attachments en una evaluación personalizada del paciente, considerando anatomía radicular, biotipo periodontal y objetivos terapéuticos. Por ejemplo, en periodonto sano con necesidades de extrusión alta, el biselado incisal emerge como óptimo; en cambio, para minimizar tensiones apicales, prefiera elipsoidales centrales. Este enfoque, respaldado por la trade-off eficacia-seguridad

observada (alta en biselados incisales vs. homogénea en elipsoidales), debe incluir simulaciones FEM pre-tratamiento para predecir respuestas tisulares, alineándose con implicaciones clínicas que destacan la necesidad de vigilancia oclusal y adherencia al alineador para lograr entre 46-52% de precisión real, como en estudios clínicos de 2023.

Para investigaciones futuras, incorpore modelos FEM avanzados con viscoelasticidad en el LPD, propiedades no lineales del alineador y análisis secuenciales multi-paso dependientes del tiempo. Explore diseños híbridos (biselado-elipsoidal) o múltiples attachments con anclajes estratégicos para optimizar el equilibrio mecánico, reduciendo riesgos biológicos sin comprometer eficacia. Valide clínicamente estos hallazgos mediante estudios prospectivos en pacientes, considerando factores intraorales como higiene y oclusión, para fortalecer protocolos ortodónticos personalizados y predecibles, extendiendo la base biomecánica establecida en esta tesis.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Torres F, Almeida RR, Almeida MR, Almeida-Pedrin RR, Pedrin F, Henriques JFC. Anterior open bite treated with a palatal crib and high-pull chin cup therapy. A prospective randomized study. Eur J Orthod. 2006;28(6):610-617.

2. Skidmore KJ, Brook KJ, Thomson WM, Harding WJ. Factors influencing treatment time in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129(2):230-238.
3. Singh JR, Kambalyal P, Jain M, Khandelwal P. Revolution in Orthodontics: Finite element analysis. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2016;6(2):110-114.
4. Sankey WL, Buschang PH, English J, Owen AH. Early treatment of vertical skeletal dysplasia: the hyperdivergent phenotype. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;118(3):317-327.
5. Ocampo Amaya ZM, Ocampo ZA M. Diagnóstico de las alteraciones verticales dentofaciales. *Revista digital.* 2005;17.
6. Saccomanno S, Deli R, Di Cintio G, De Corso E, Paludetti G, Grippaudo C. Retrospective epidemiological study of mandibular rotational types in patients with orthodontical malocclusion. *Acta Otorhinolaryngol Ital.* 2018;38(2):160-165.
7. Costa R, Calheiros FC, Ballester RY, Gonçalves F. Effect of three different attachment designs in the extrusive forces generated by thermoplastic aligners in the maxillary central incisor. *Dental Press J Orthod.* 2020;25(3):46-53.
8. Daljit S. Gill FBN Ortodoncia: principios y práctica. México: Editorial El Manual Moderno; 2013.
9. Ventureira Pedrosa C, Aguilera Jiménez L, Varela Morales M. Mordida abierta hiperdivergente: una revisión bibliográfica. *Ortod Esp.* 2003.
10. Hernández-Alfaro F. Syndrome d'hyperdivergence faciale. *Orthod Fr.* 2016;87(4):479-489.
11. Kawashima S, Peltomäki T, Sakata H, Mori K, Happonen RP, Rönning O. Absence of facial type differences among preschool children with sleep-related breathing disorder. *Acta Odontol Scand.* 2003;61(2):65-71.
12. Avelar Fernandez CC, Cruz Alves Pereira CV, Luiz RR, Vieira AR, De Castro Costa M. Dental anomalies in different growth and skeletal malocclusion patterns. *Angle Orthod.* 2018;88(2):195-201.

13. Cuanalo LO, María L, González C, Eugenia M, García B, Virginia González De La Fuente M. Maloclusiones dentales y su relación con la respiración bucal en una población infantil al oriente de la Ciudad de México. *Rev Espec Cienc Salud*. 2016;19.
14. Gutiérrez Navarro YE. Morfología mandibular según el biotipo facial en pacientes de 18 a 35 años de la Clínica de Imagenología de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos [thesis]. Lima, Perú: Universidad Nacional Mayor de San Marcos; 2019.
15. Ventureira Pedrosa C, Aguilera Jiménez L, Varela Morales M, Ventureira Pedrosa MC. Mordida abierta hiperdivergente: una revisión bibliográfica. *Ortod Esp*. 2003;43.
16. Vilar Rodríguez C, Rodríguez V, Bartolomé Villar C, Morales Morillo B, Méndez Zunino M, Villar B, et al. Correspondencia. *Cient Dent*. 2020;17.
17. Thilander B, Pena L, Infante C, Parada SS, de Mayorga C. Prevalence of malocclusion and orthodontic treatment need in children and adolescents in Bogotá, Colombia. An epidemiological study related to different stages of dental development. *Eur J Orthod*. 2001;23(2):153-168.
18. Duran Pacheco I. Análisis cefalométrico de Lavergne y Petrovic - Guía práctica para la elaboración del análisis. 2022.
19. Shaye R. In memoriam: Alexandre G. Petrovic. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;125(3):394-395.
20. Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013;144(3):471-478.
21. Stefano D. Identificación de tipos rotacionales y categorías auxológicas como herramienta diagnóstica en la predicción del potencial de crecimiento mandibular. *Acta Odontol Venez*. 2014;52.
22. Rodríguez E, López E. Curso intensivo de actualización en ortopedia maxilar. Vol 1. Bogotá DC.

23. Costa R, Calheiros FC, Ballester RY, Gonçalves F. Effect of three different attachment designs in the extrusive forces generated by thermoplastic aligners in the maxillary central incisor. *Dental Press J Orthod.* 2020;25(3):46-53.
24. Zableh ME, Gaviria DM. Identificação do grupo rotacional de crescimento de acordo com Petrovic-Lavergne em crianças na cidade de Medellin, Colômbia. 2016.
25. Lavergne J, Gasson N. The influence of jaw rotation on the morphogenesis of malocclusion. Bergen, Norway; 1978.
26. Groody JT, Lindauer SJ, Kravitz ND, Carrico CK, Madurantakam P, Shroff B, et al. Effect of clear aligner attachment design on extrusion of maxillary lateral incisors: a multicenter, single-blind randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2023;164(5):618-

ANEXOS

Tablas

Tabla 1. comparación alineadores y aparatología fija

	APARTOLOGIA FIJA	ALINEADORES
Fuerza	Fuerza de tracción	Fuerza de "empuje"
Relación Alambre Bracket	Mejor cuanto más grueso el alambre	Mejor cuanto más largo el diente clínico
Anclaje	Anclaje reciproco	Sistemas de anclaje predeterminados e inmóviles

*Tabla 1. * Ke, Y., Zhu, Y., & Zhu, M. (2019). A comparison of treatment effectiveness between clear aligner and fixed appliance therapies. BMC Oral Health, 19(1), 24. Recuperado de <https://doi.org/10.1186/s12903-018-0695-z>

Tabla 2. Configuración de attachments.

CONFIGURACION	ANCHO	ALTO	PROMINENCIA (VESTIBULOLINGUAL)
ELIPSOIDE	2mm	3mm	3mm

ELIPSOIDE VERTICAL	2,5mm	2,5mm	4mm
RECTANGULAR	2mm	2mm	3,4,5 mm
PIRAMIDAL	3mm	3mm	1,5mm
CUARTO DE ESFERA	2mm	1,5mm	1,5mm
BISELADO	2mm	2mm	3,4,5mm

*Tabla 2. * Dalaie, K., & Ghaffari, S. (2021). Importance of Attachments in Treatment with Clear Aligners: A Narrative Review. Journal of Dental School, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, 38(1), 41-47. Recuperado de <https://doi.org/10.22037/jds.v38i1.33729>

Tabla 3. Operacionalización de variables de estudio

VARIABLE	DEFINICIÓN	TIPO DE VARIABLE	ESCALA DE MEDICIÓN	INTRUMENTO DE RECOLECCIÓN
----------	------------	------------------	--------------------	---------------------------

EXTRUSION DE LOS INCISIVOS CENTRALES SUPERIORES	Movimiento dental ortodóntico en una dirección que modifica la 'posición dental en sentido coronal vertical	DEPENDIEN TE	ORDINAL	MILIMETROS (mm)
FORMA DE LOS ATTACHMENT S	Varias formas de attachments usadas para determinar cómo cada una afecta la eficacia del movimiento de extrusión	INDEPENDI ENTE	NOMINAL	OBSERVACIO N TOMOGRFIA CA (EFM)
UBICACIÓN DE LOS ATTACHMENT S	Posición específica de los attachments en los dientes o en los alineadores, variando de	INDEPENDI ENTE	NOMINAL	OBSERVACIO N TOMOGRFIA CA (EFM)

	central a lateral, o en diferentes puntos a lo largo de la corona del diente			
MATERIAL DEL ALINEADOR	Diferentes materiales de fabricación de alineadores con propiedades distintas de flexibilidad y fuerza, afectando la transferencia de fuerza de los attachments	CONFUSIO N	NOMINAL	OBSERVACIO N TOMOGRAFIA CA (EFM)

Tabla 4. Características del mallado de los modelos FEM

MODELO	GEOMETRÍA	# ELEMENTOS	#
--------	-----------	-------------	---

			NODOS
Attachment Prismático – 1mm arriba de la Corona clínica	CONJUNTO	890390	1359341
	ALINEADOR	75992	135381
Attachment Prismático – en la Corona clínica	CONJUNTO	938123	1424656
	ALINEADOR	59459	106483
Attachment Prismático – 1mm abajo de la Corona clínica	CONJUNTO	852131	1303999
	ALINEADOR	60546	113252
Attachment Elíptico – 1mm arriba de la Corona clínica	CONJUNTO	855419	1306423
	ALINEADOR	50307	96569
Attachment Elíptico – en la Corona clínica	CONJUNTO	862655	1317956
	ALINEADOR	60214	111468
Attachment Elíptico – 1mm abajo de la Corona clínica	CONJUNTO	815121	1248845
	ALINEADOR	58923	109393

Tabla 5. Área bajo la curva (AUC) del desplazamiento según diseño y posición del attachment

Diseño	Posición	AUC (mm·semana)
Biselado	Incisal	4,03

Diseño	Posición	AUC (mm·semana)
Biselado	Central	3,06
Biselado	Gingival	1,55
Elipsoidal	Incisal	2,91
Elipsoidal	Central	2,27
Elipsoidal	Gingival	1,24

Tabla 6. Estrés de von Mises (MPa) según diseño y posición del attachment

Diseño	Posición	Estrés (MPa)
Biselado	Gingival	1,30
Biselado	Central	2,53
Biselado	Incisal	1,79
Elipsoidal	Gingival	0,28
Elipsoidal	Central	0,67
Elipsoidal	Incisal	0,96

Figuras

Figura 6. Hueso Cortical

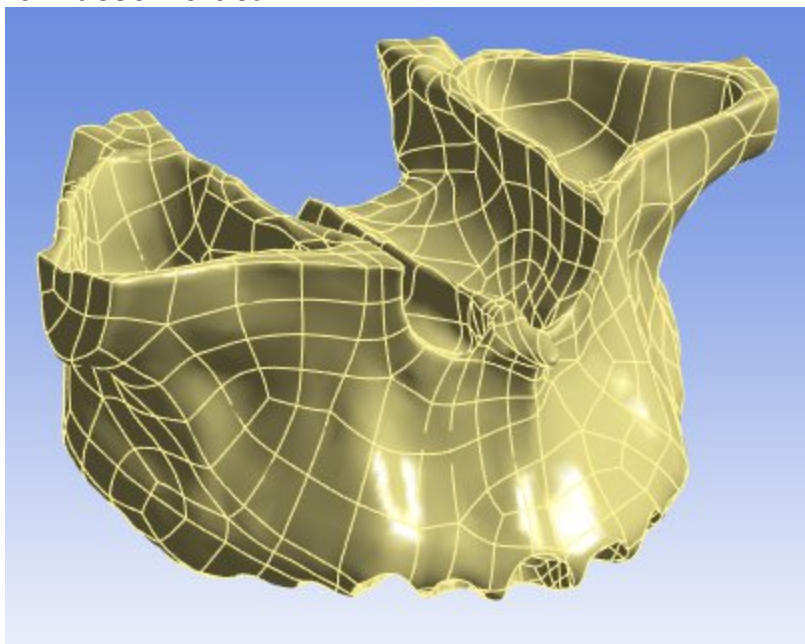


Figura 7.Hueso Trabecular

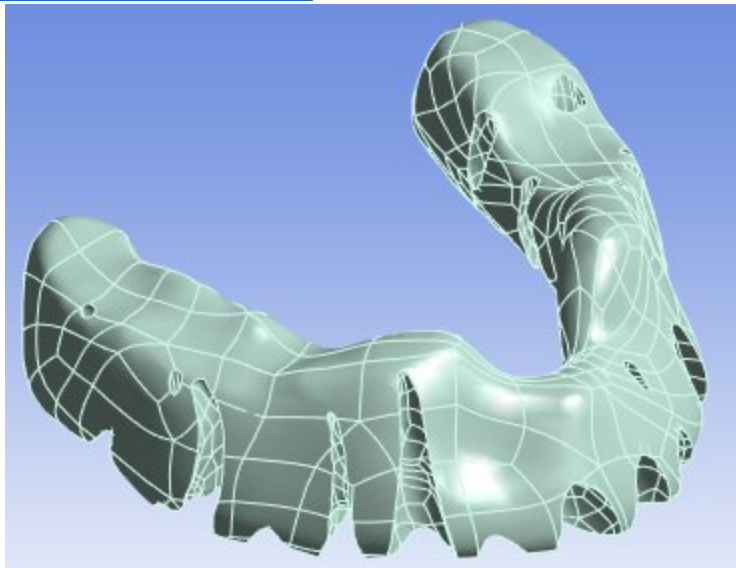


Figura 8. Ligamento

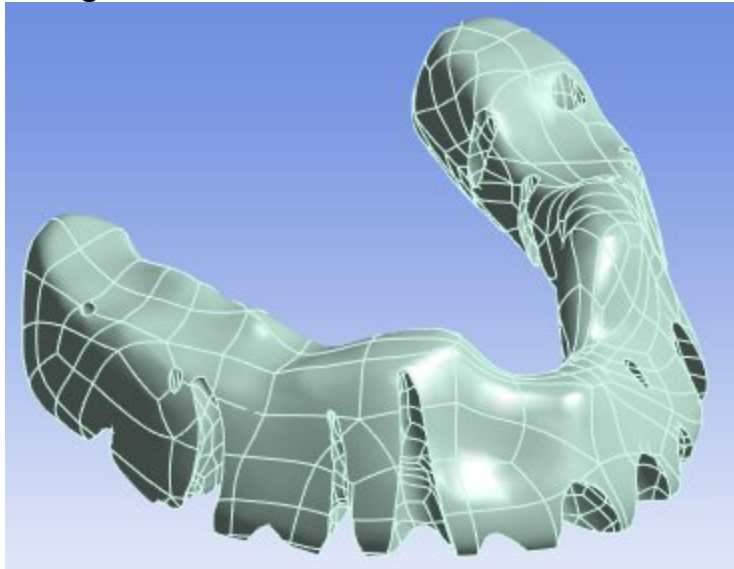


Figura 9. Dientes

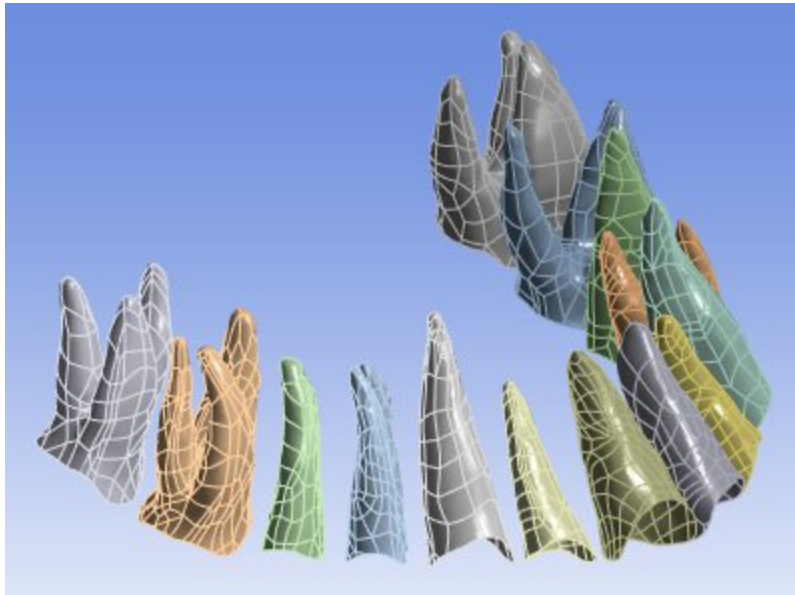


Figura 10. Attachments

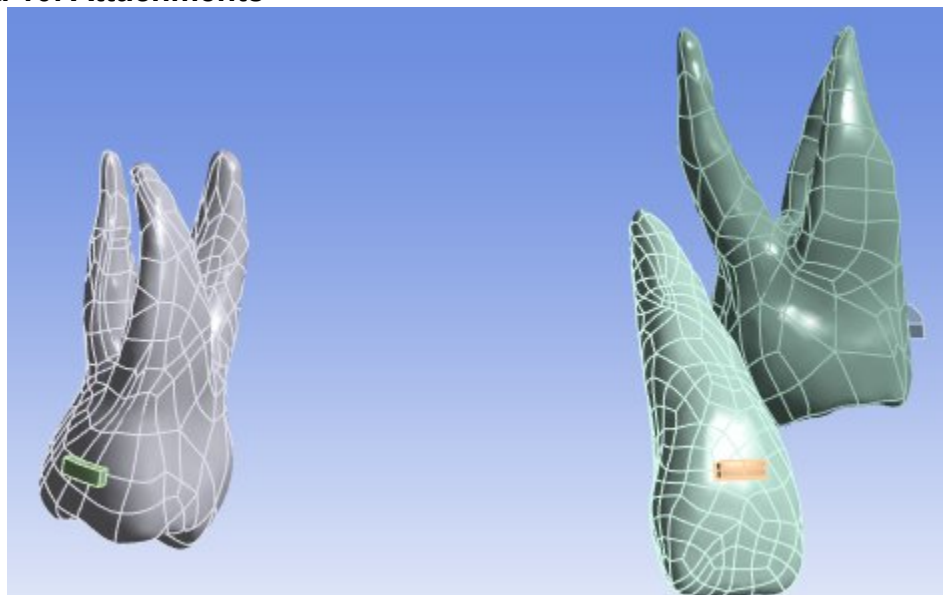
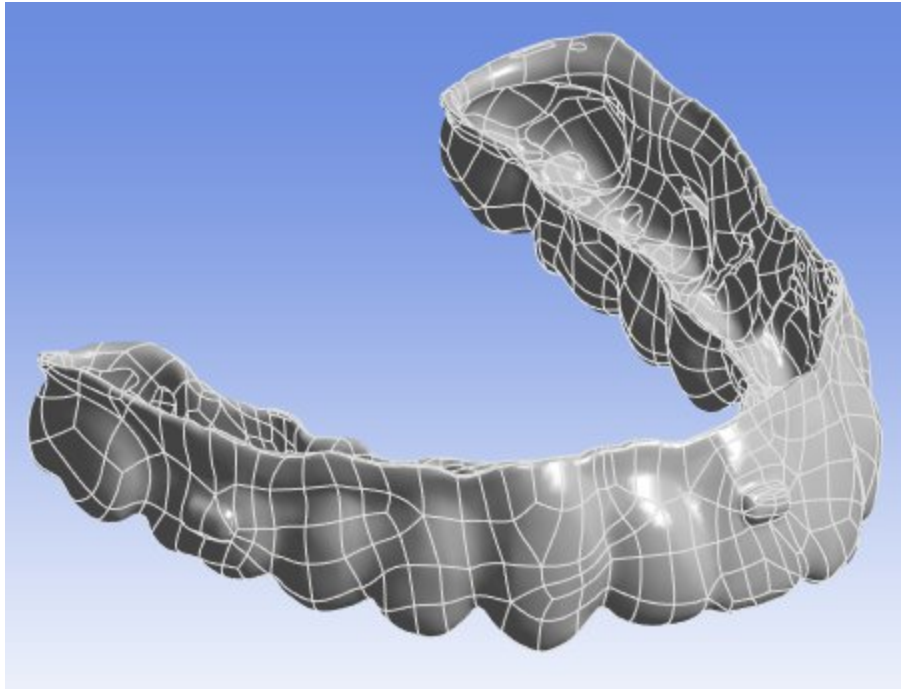


Figura 11. Alineador



El diseño de los alineadores con un espesor de 0,7 mm se realizó utilizando el software DentOne, mientras que los attachments en un software CAD debido a su geometría sencilla de modelar.

Figura 12. Ubicación de los Attachment Prismáticos

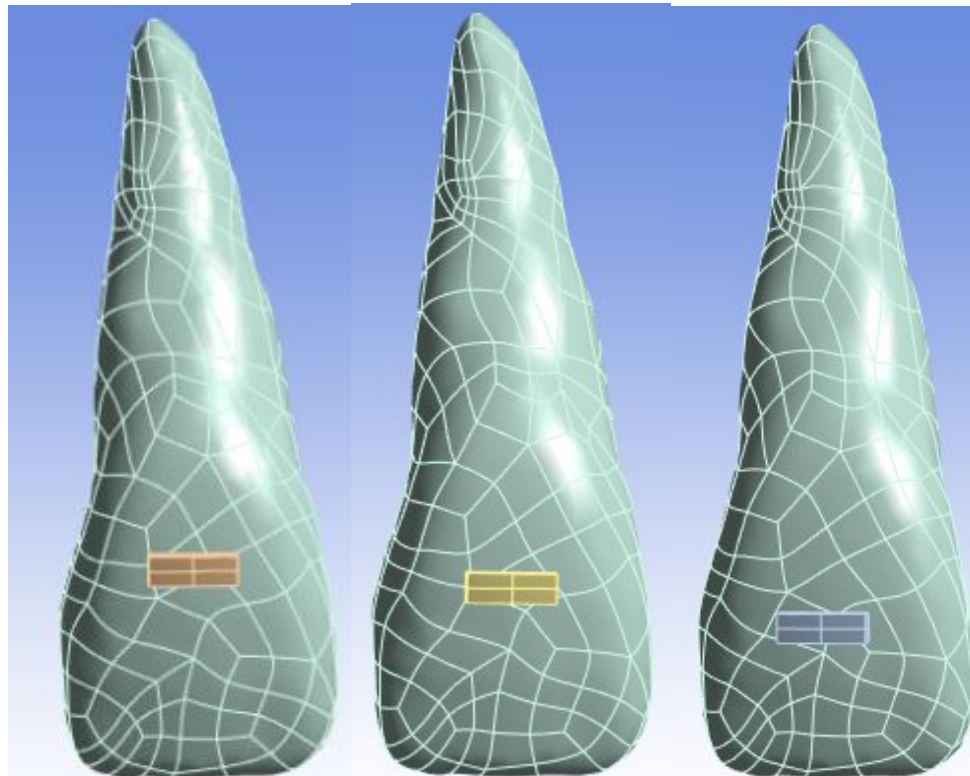


Figura 13. Attachment Prismático

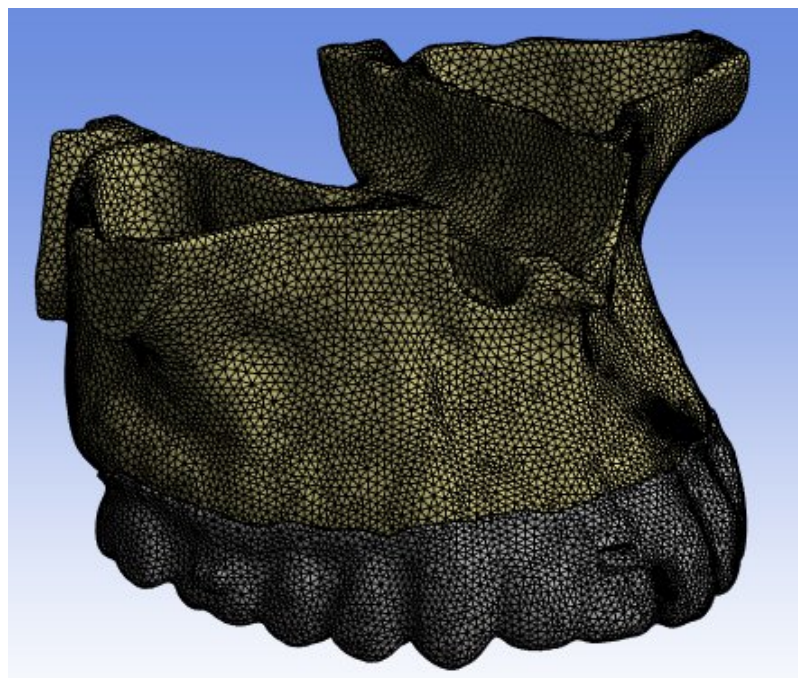


Figura 14. Análisis de attachments

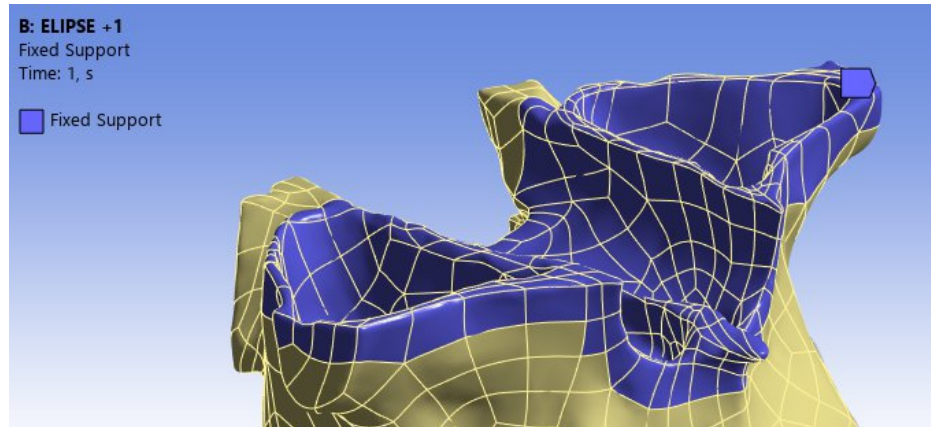


Figura 15. Comparación de la distribución del estrés (MPa) entre el diseño biselado y el elipsoidal en posición incisal.

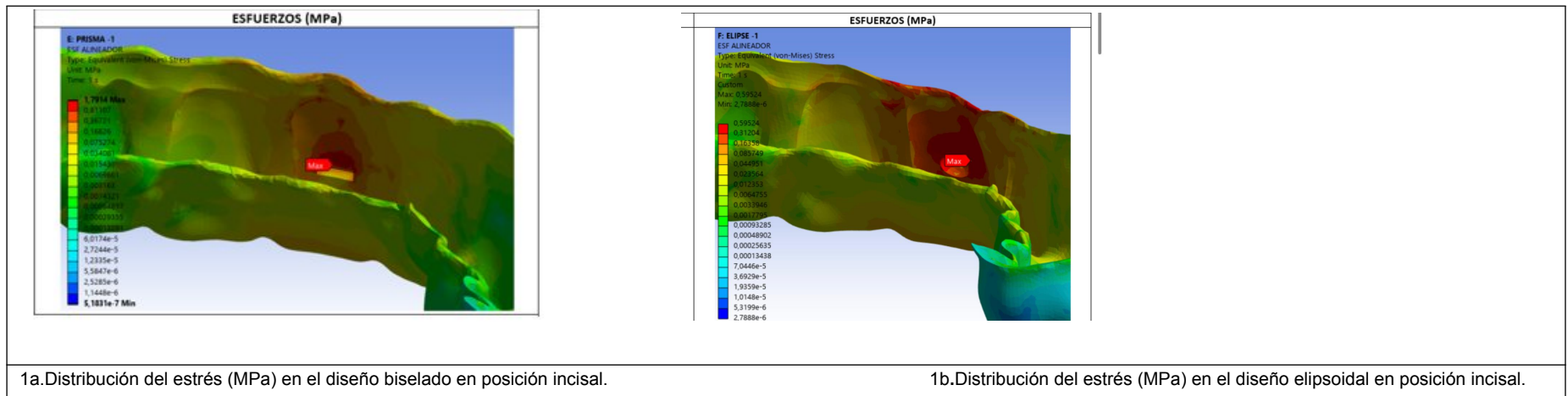


Figura 16. Distribución de esfuerzos en el ligamento periodontal, hueso cortical y trabecular para los diseños biselado y elipsoidal en posición incisal

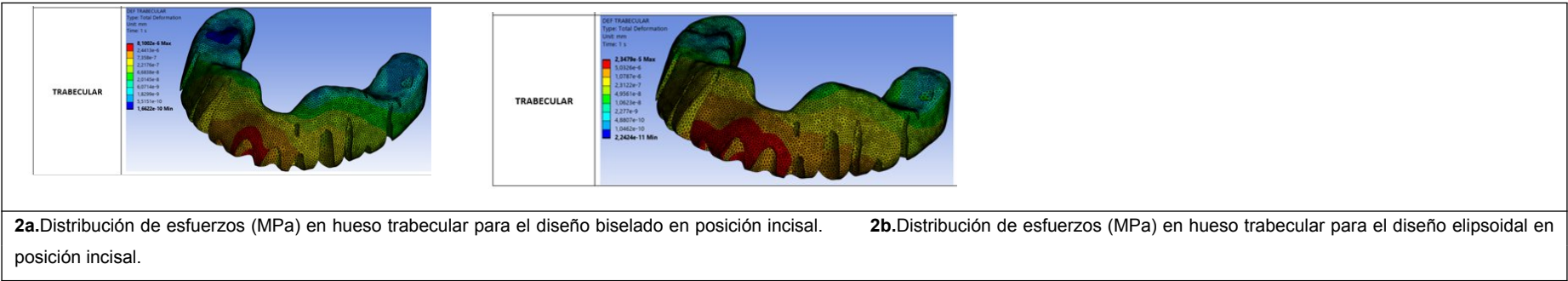


Figura 17. Distribución de deformación total (mm) y esfuerzo equivalente de Von mises del attachment elipsoidal en posición gingival

ESTRUCTUR A	DEFORMACIÓN (mm)	ESFUERZOS (MPa)
----------------	------------------	-----------------

11

DEF 11

Type: Total Deformation

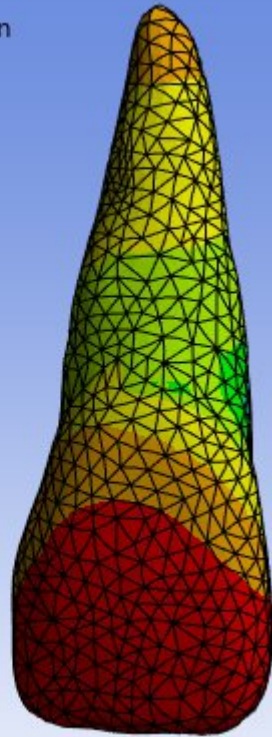
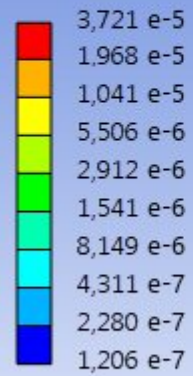
Unit: mm

Time: 1 s

Custom

Max: 3,721 e-5

Min: 1,206 e-7



ESF 11

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1 s

Custom

Max: 0,655656

Min: 2,0424 e-7

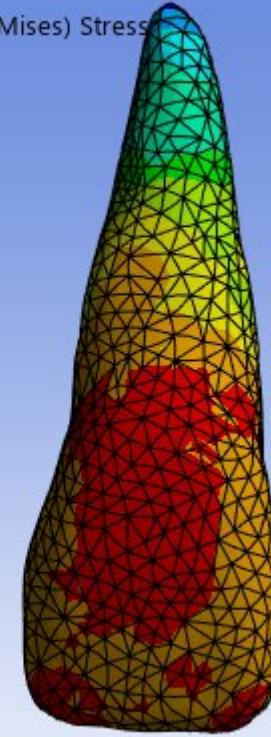
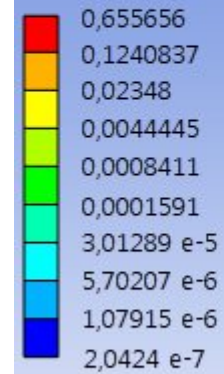


Figura 18. Distribución de deformación total (mm) y esfuerzo equivalente de Von mises en hueso cortical y trabecular durante la simulación FEM

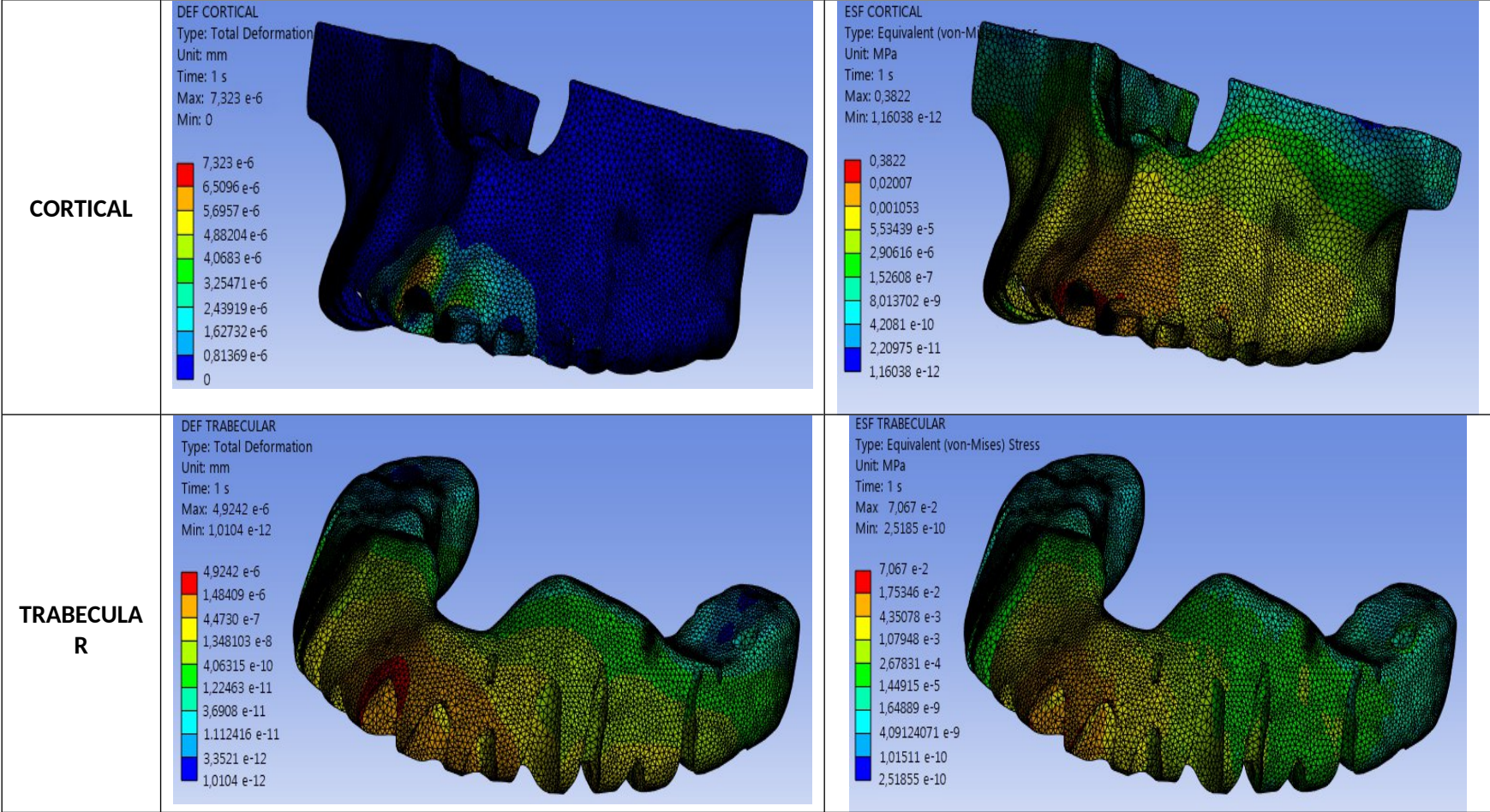


Figura 19. Distribución de deformación total (mm) y esfuerzo equivalente de Von mises en el ligamento periodontal bajo una fuerza inicial inducida de 0.84N

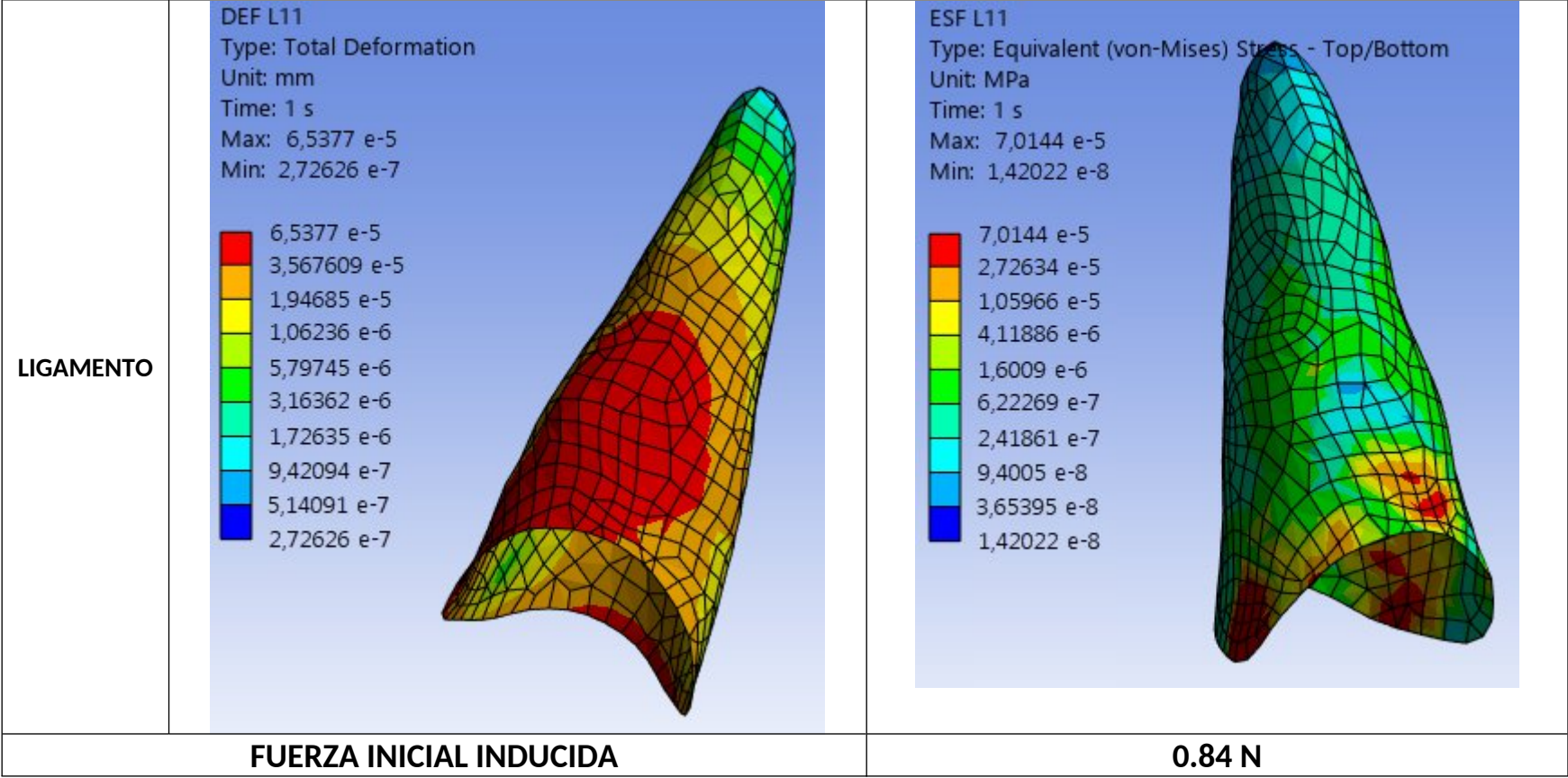


Figura 20. Distribución de deformación total (mm) y esfuerzo equivalente de Von mises en el incisivo central superior durante la simulación FEM

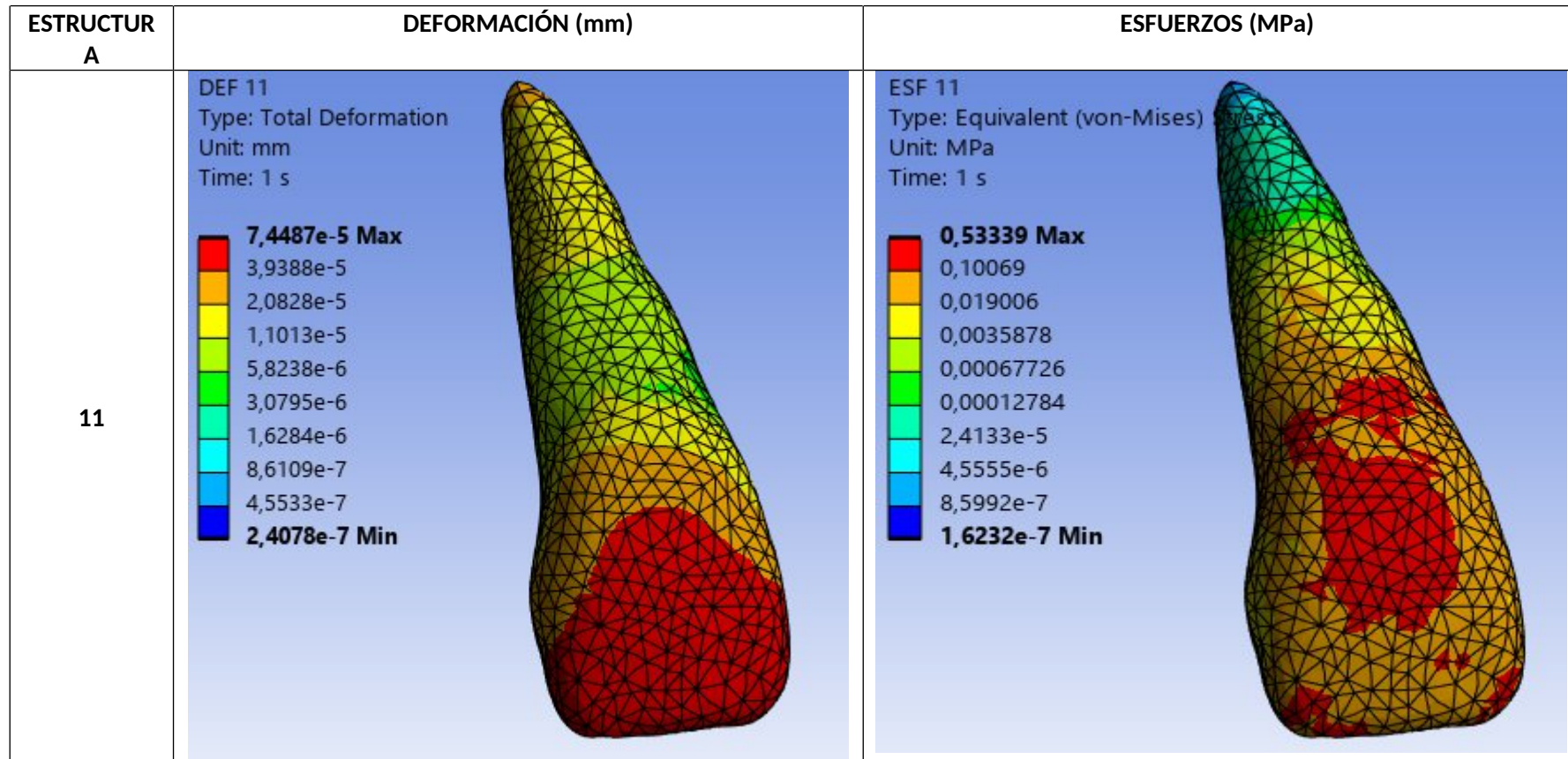


Figura 21. Distribución de deformación total (mm) y esfuerzo equivalente de Von mises en el ligamento periodontal bajo una fuerza inducida de 1.52N

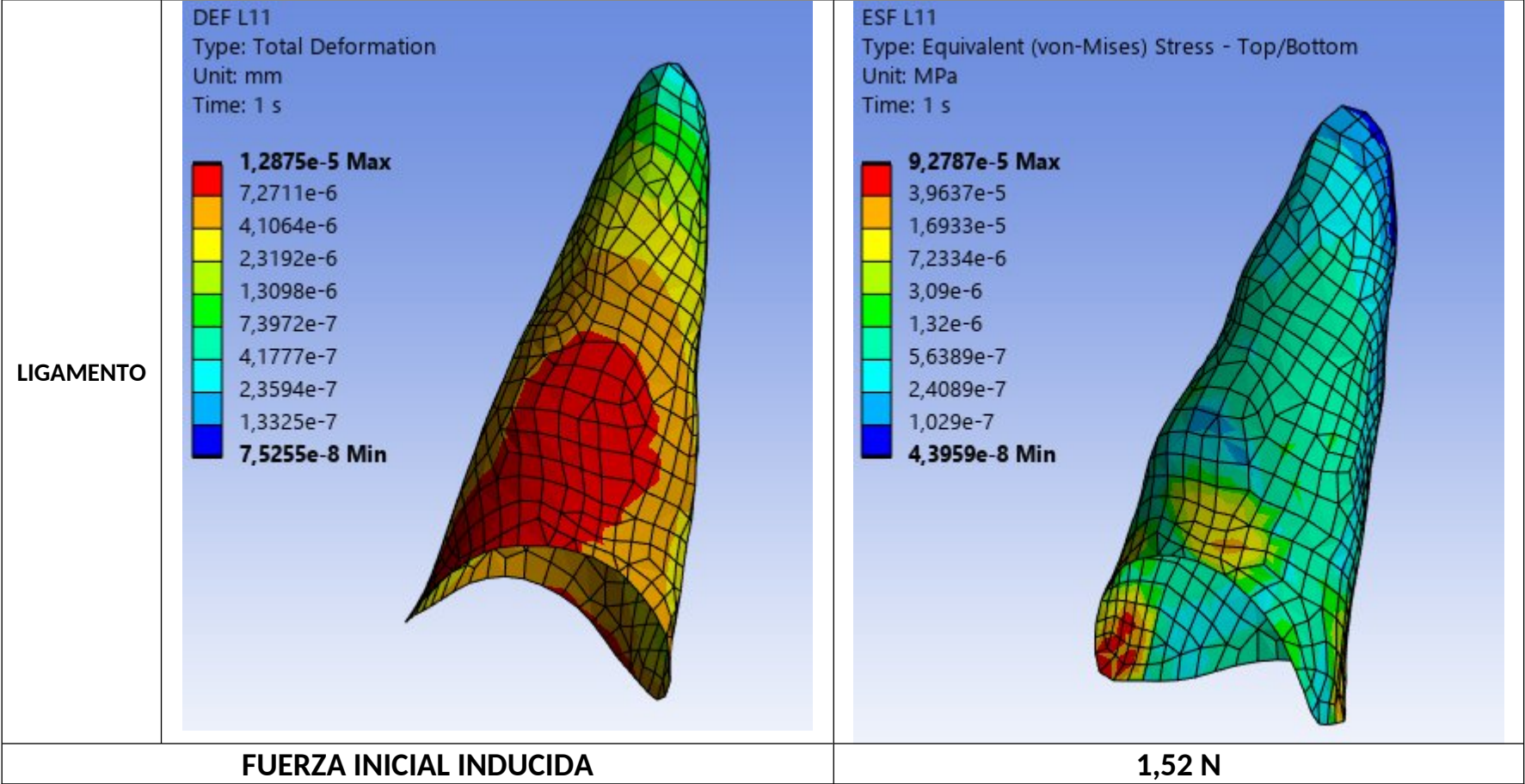


Figura 22. Distribución de deformación total (mm) y esfuerzo equivalente de Von mises en hueso cortical y trabecular mediante análisis de elementos finitos

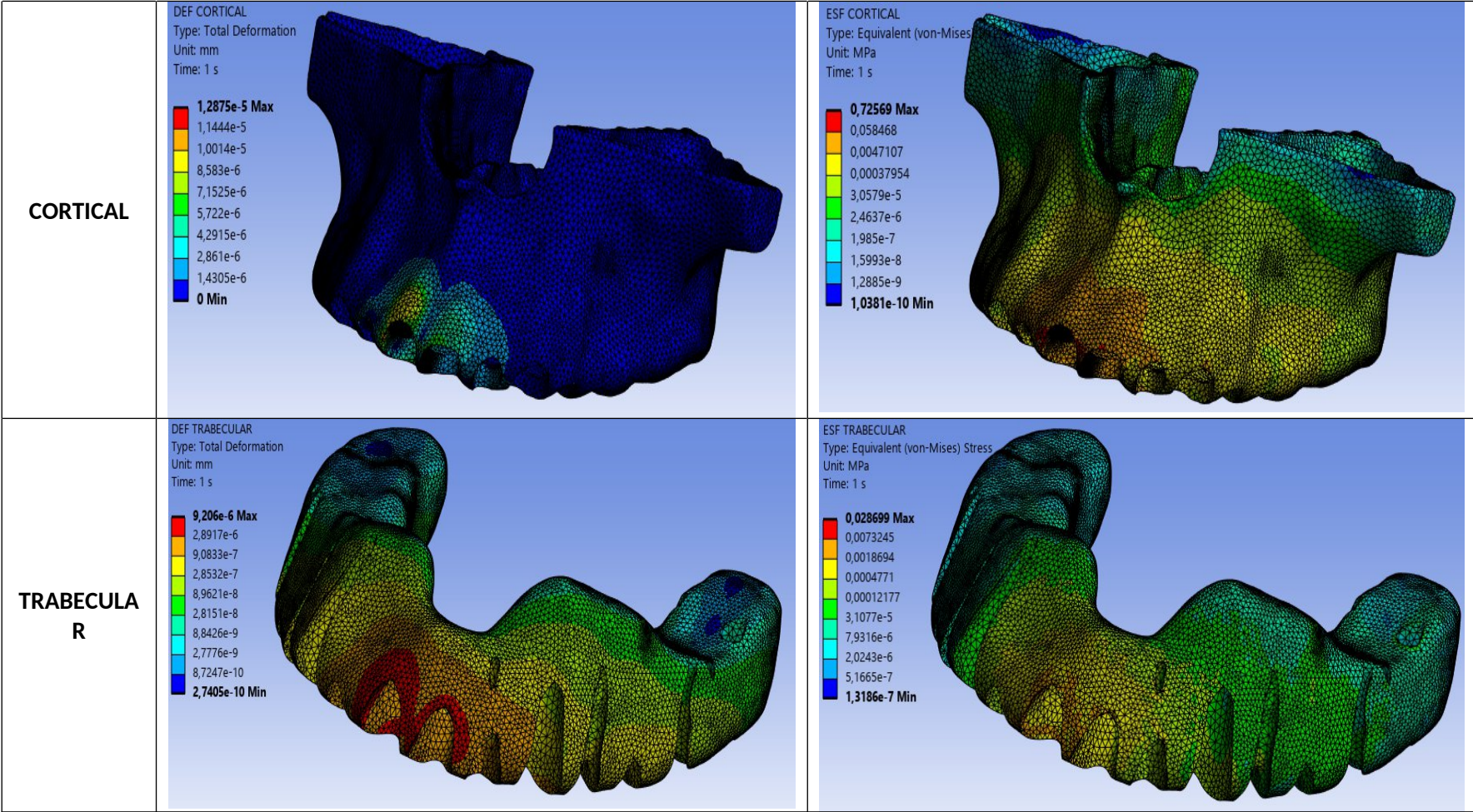


Figura 23. Distribución de deformación total (mm) y esfuerzo equivalente de Von mises en el incisivo central superior durante la simulación FEM

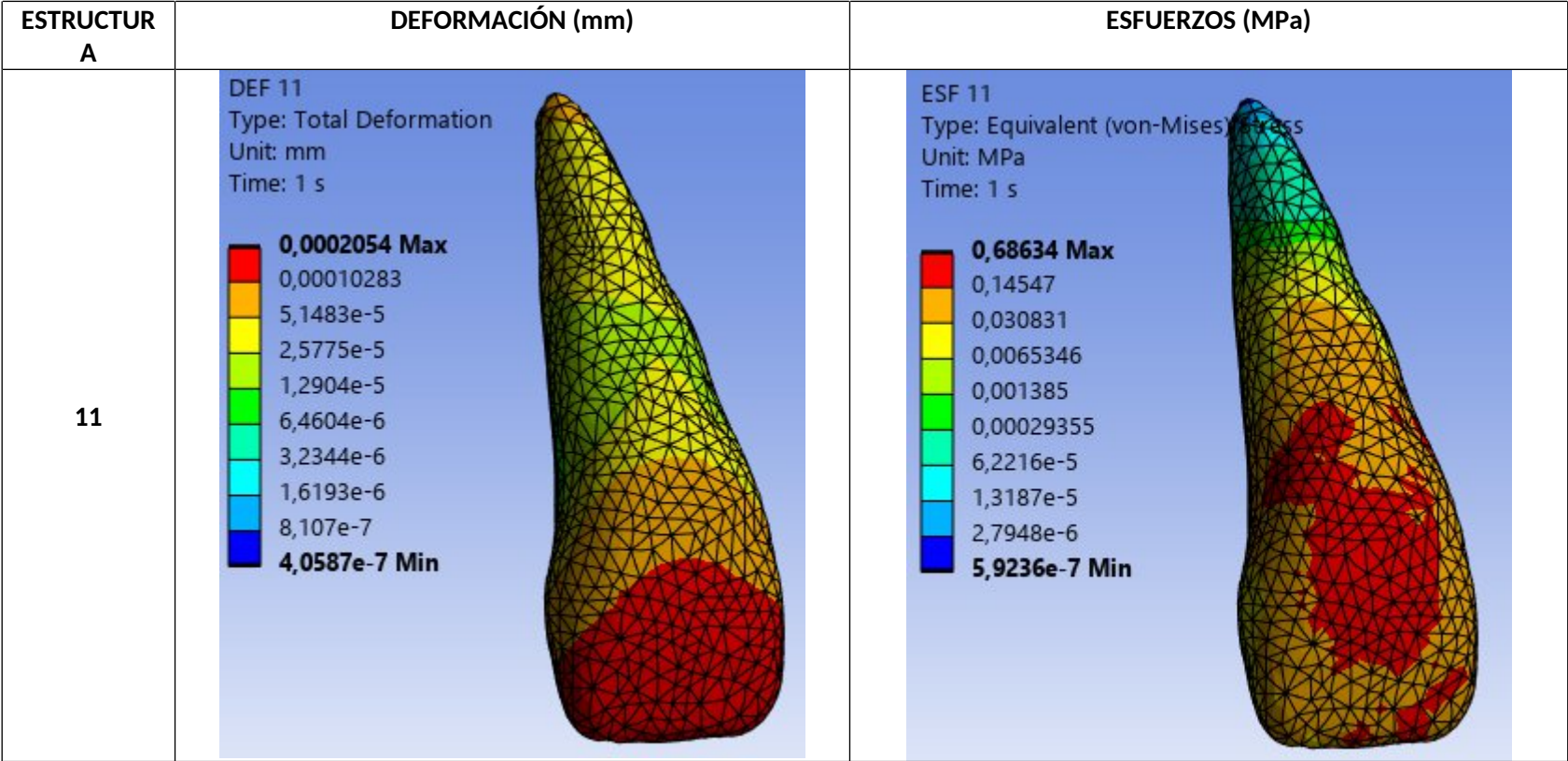


Figura 24. Distribución de deformación total (mm) y esfuerzo equivalente de Von mises en el ligamento periodontal bajo una fuerza inicial inducida de 1.94N

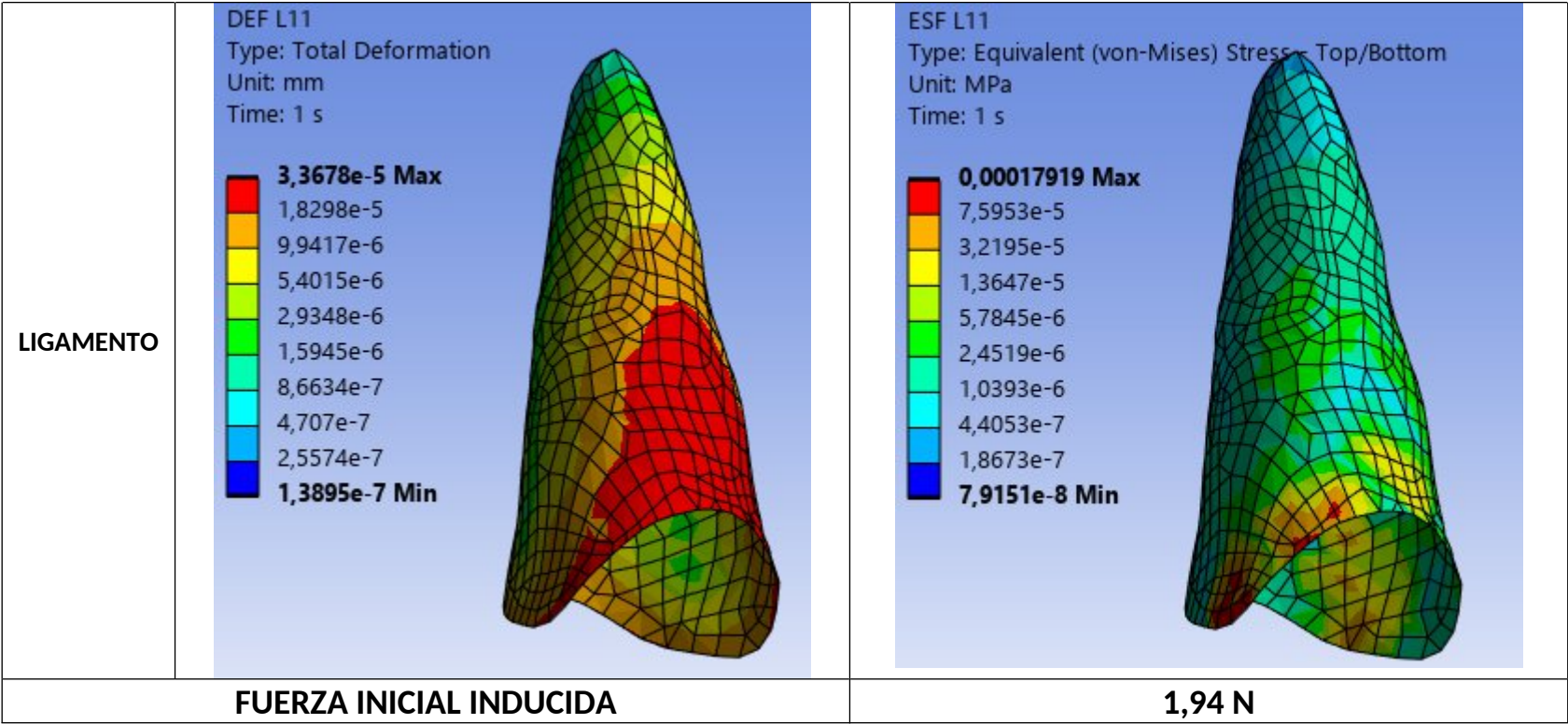


Figura 25. Distribución de deformación total (mm) y esfuerzo equivalente de Von mises en en el hueso cortical y trabecular bajo una fuerza inducida de 1.94N

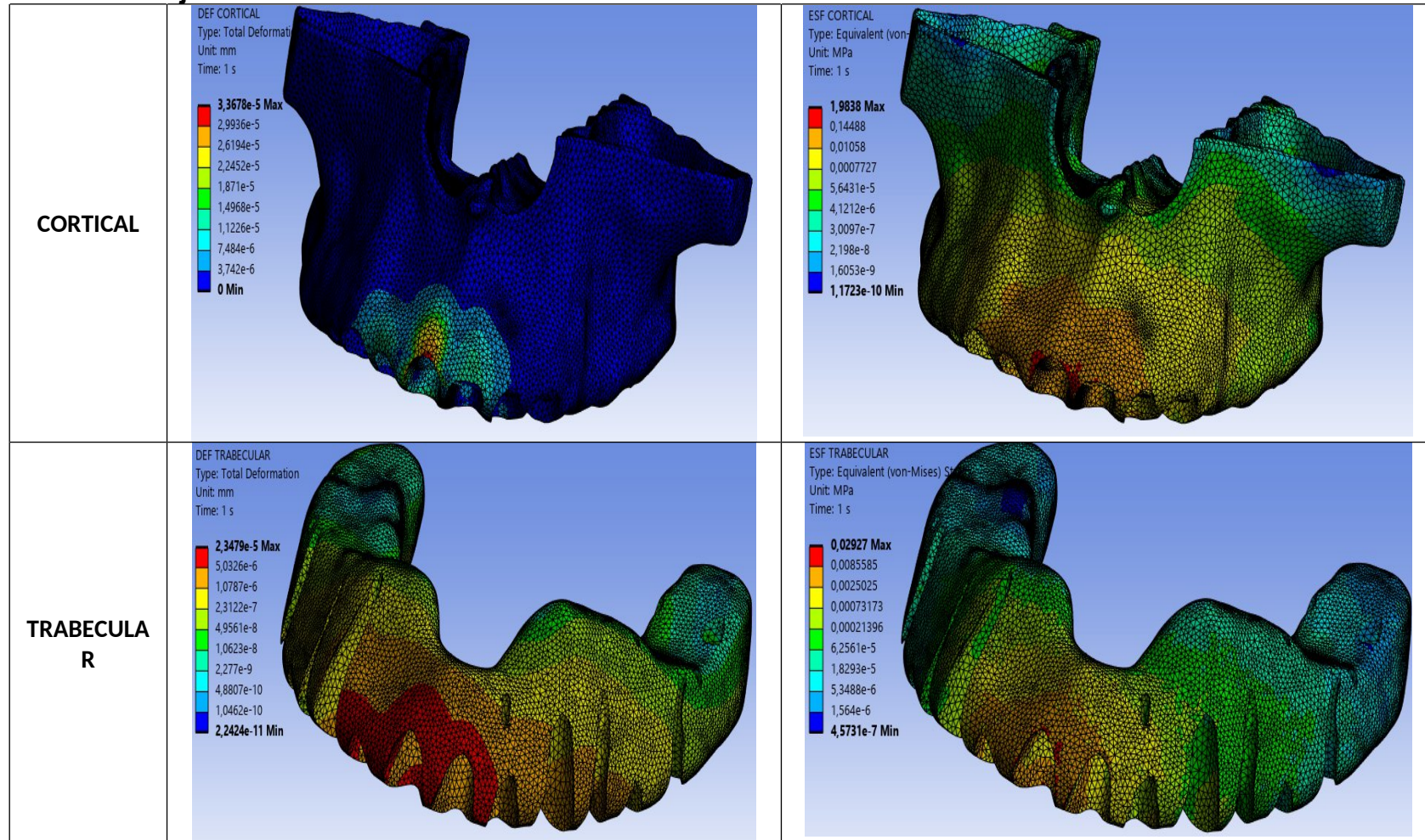


Figura 26. nuevas geometrías attachment biselado

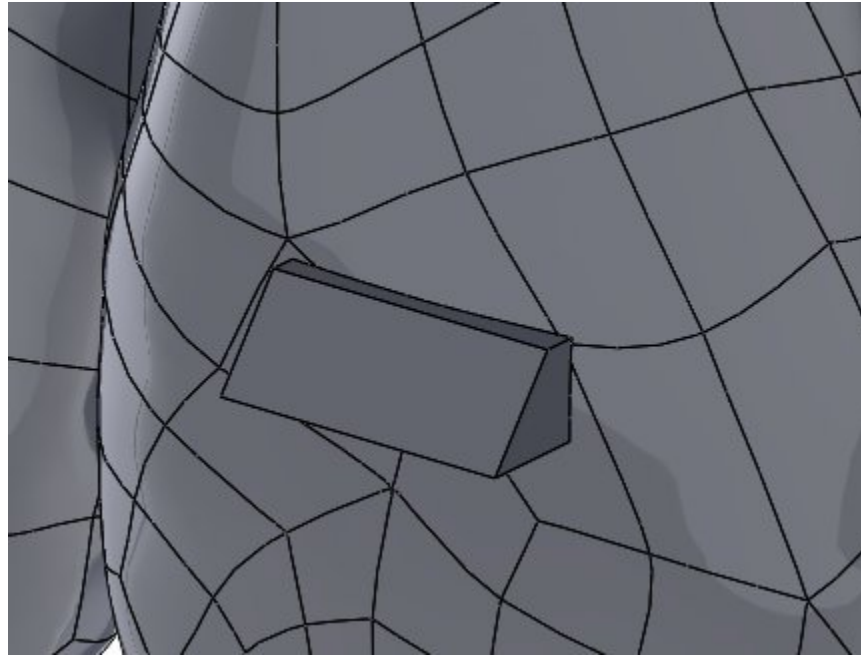


Figura 27. Posiciones de los attachments, prismático

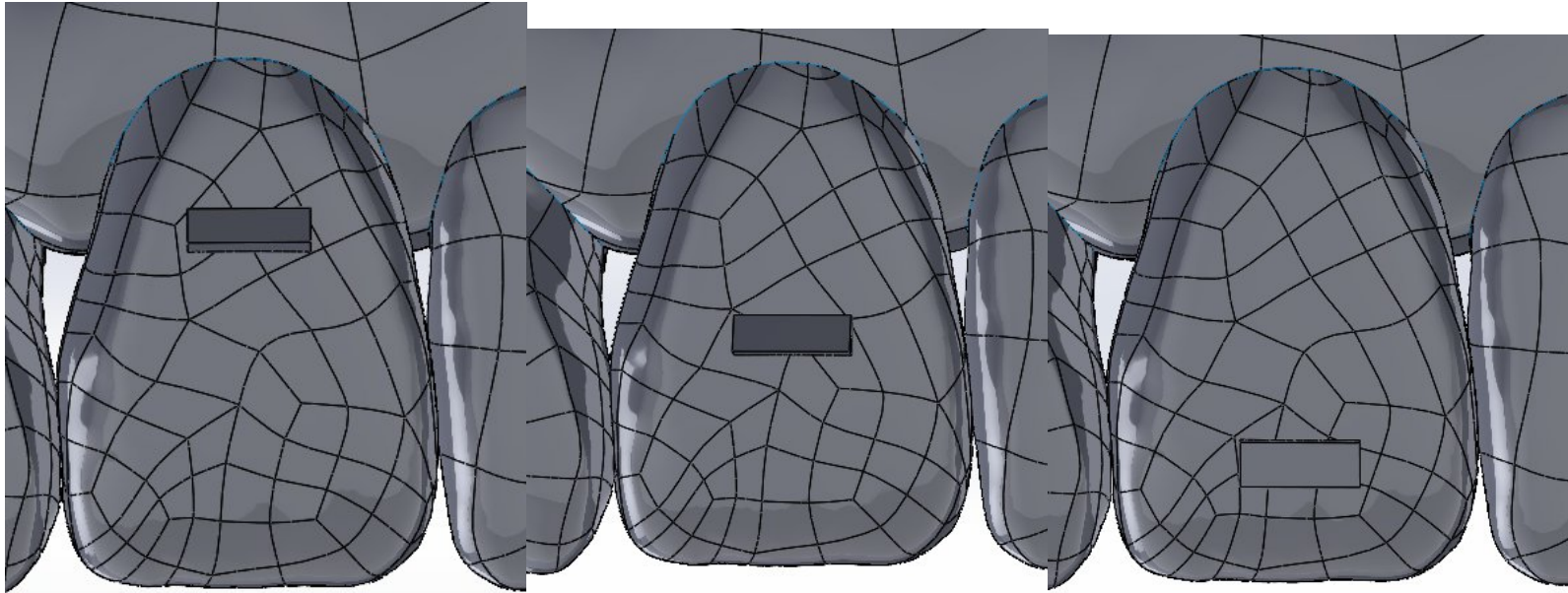


Figura 28. Attachment elipsoide

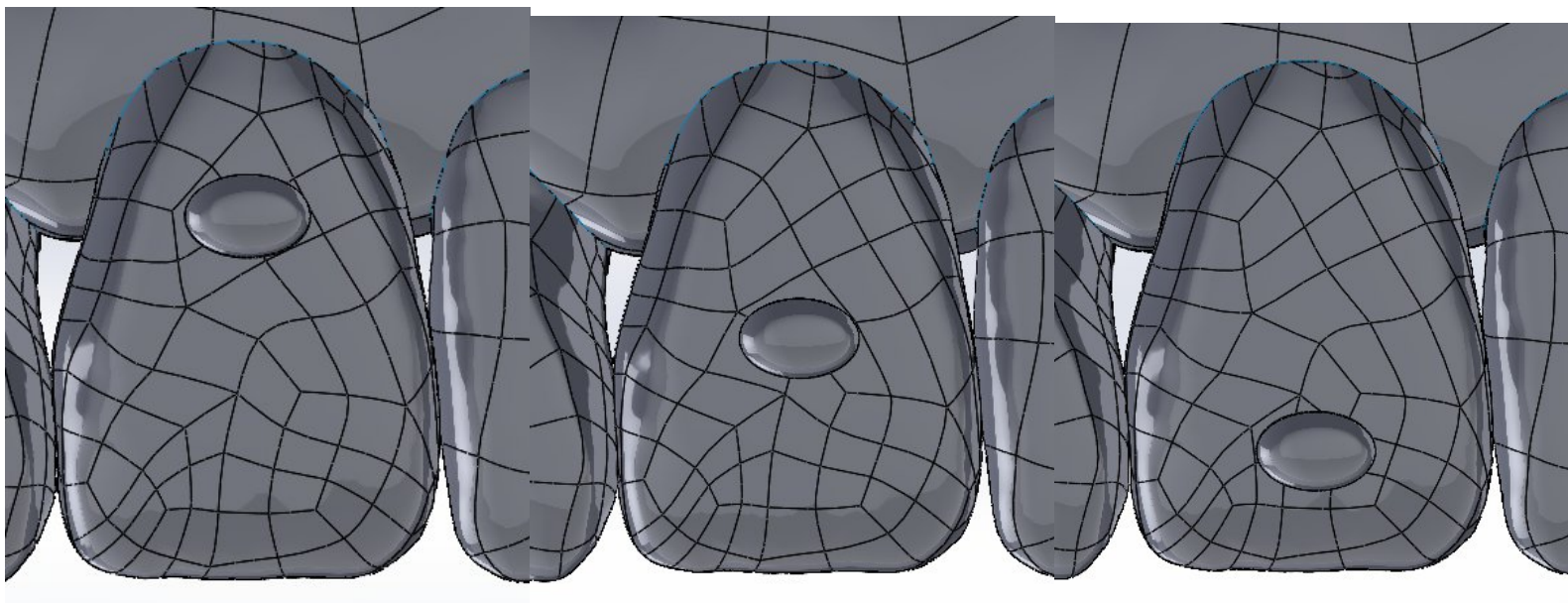


Figura 29. Ejemplo de alineador

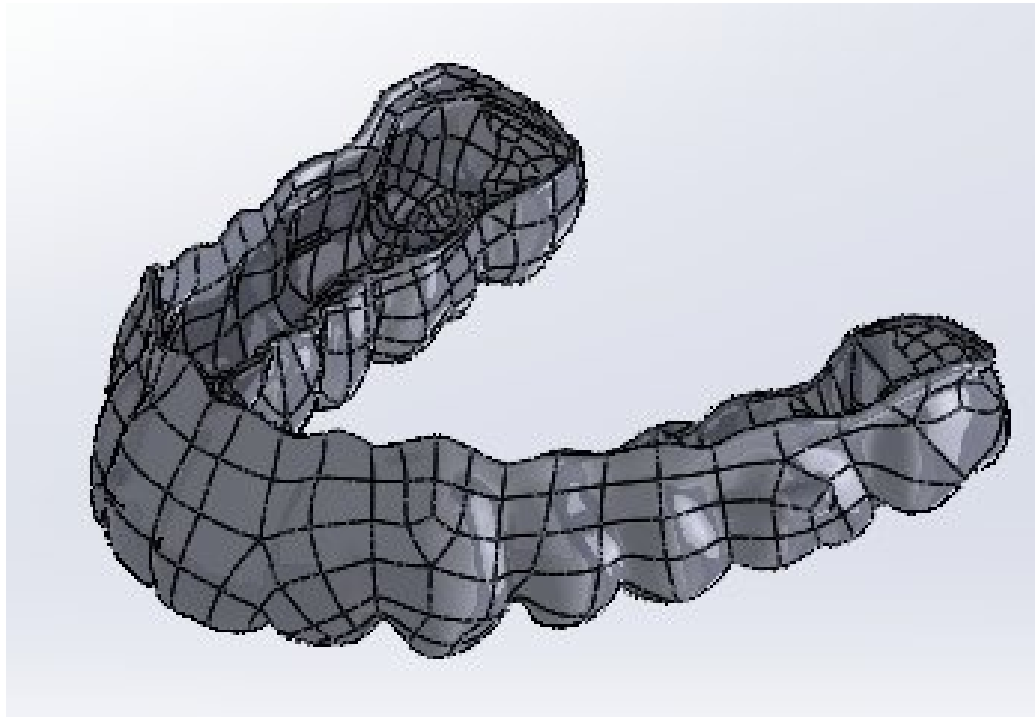
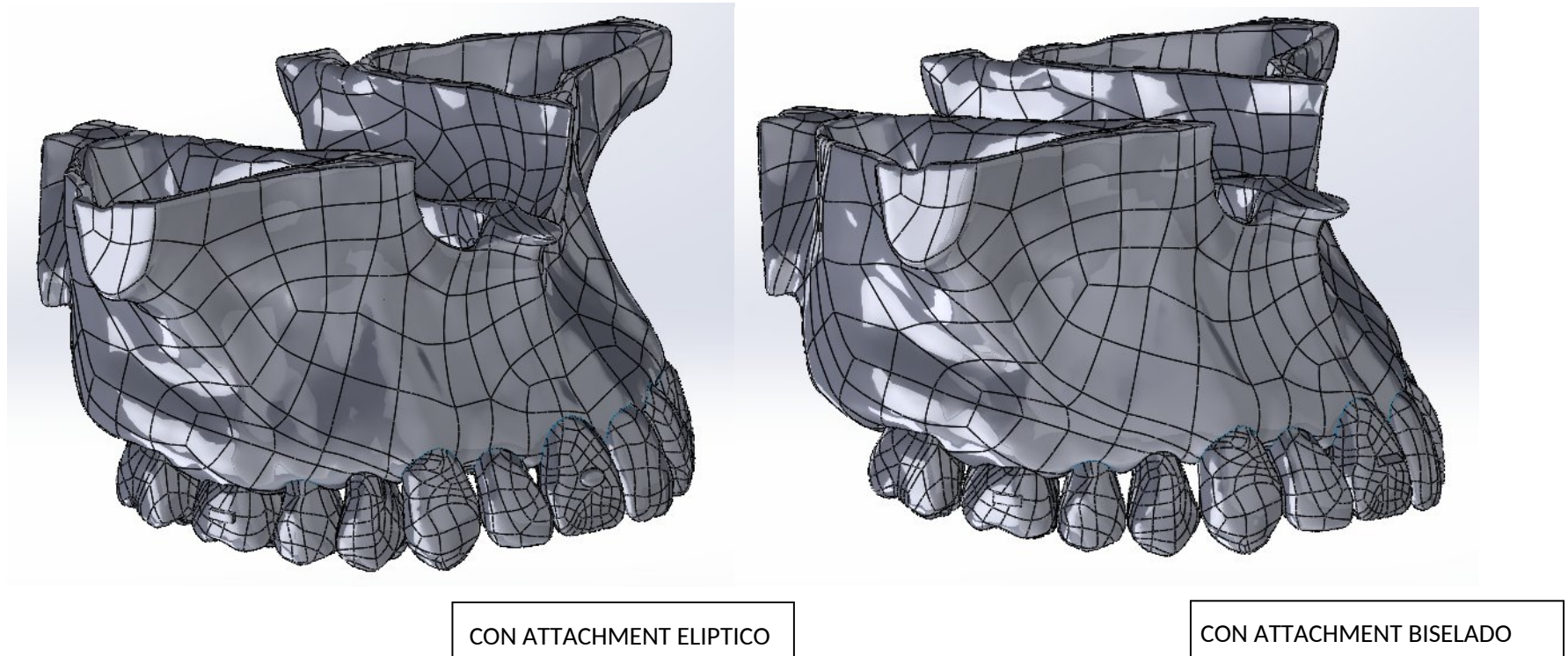


Figura 30. Ejemplo de conjuntos



LISTA DE ABREVIATURAS

AUC: Área bajo la curva

CAD/CAM: Diseño asistido por computadora / Manufactura asistida por computadora

CBCT: Tomografía computarizada de haz cónico

FEM: Método de elementos finitos / Finite Element Method

LPD: Ligamento periodontal

MPa: Megapascal

mm: Milímetro

N: Newton

PET-G: Polietileno tereftalato glicol modificado

PDL: Ligamento periodontal / Periodontal Ligament

TPU: Poliuretano termoplástico

TADs: Dispositivos de anclaje temporal

IA: Inteligencia artificial

3D: Tridimensional

AOB: Mordida abierta anterior / Anterior Open Bite

MAA: Mordida abierta anterior

Von Mises: Esfuerzo equivalente utilizado para analizar la distribución de tensiones

EFM: Elementos finitos / análisis por elementos finitos *(en tu documento aparece, pero es mejor unificarlo como FEM para evitar confusión)*