BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

Facultad de Estomatología

Secretaria de investigación y estudios de posgrado

MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA CON OPCIÓN TERMINAL EN ORTODONCIA

“APLICACIÓN DE ELEMENTOS FINITOS EN LA MECÁNICA DE INTRUSIÓN DE INCISIVOS MAXILARES”

TESINA

PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA CON OPCIÓN TERMINAL EN ORTODONCIA

PRESENTA:

Jair Rodríguez Zárate 220450004.

DIRECTOR DE TESINA:

Dr. Miguel Angel Casillas Santana ID 10052648.

ASESOR DISCIPLINARIO:

MO. Yareli Hernández Ávila ID 100426099.

ASESOR METODOLÓGICO:

MO. Estela del Carmen Velasco León ID 100225455.

ASESOR EXTERNO:

D.C Jaqueline Adelina Rodriguez Chávez.

LECTOR:

DC. María de los Ángeles Moyaho Bernal ID 100289266.

Puebla; Pue 15 de Junio del 2022.

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

Facultad de Estomatología

Secretaria de investigación y estudios de posgrado

MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA CON OPCIÓN TERMINAL EN ORTODONCIA

“APLICACIÓN DE ELEMENTOS FINITOS EN LA MECÁNICA DE INTRUSIÓN DE INCISIVOS MAXILARES”

TESINA

PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA CON OPCIÓN TERMINAL EN ORTODONCIA

PRESENTA:

Jair Rodríguez Zárate 220450004.

DIRECTOR DE TESINA:

Dr. Miguel Angel Casillas Santana ID 10052648.

ASESOR DISCIPLINARIO:

MO. Yareli Hernández Ávila ID 100426099.

ASESOR METODOLÓGICO:

MO. Estela del Carmen Velasco León ID 100225455.

ASESOR EXTERNO:

D.C Jaqueline Adelina Rodriguez Chávez.

LECTOR:

DC. María de los Ángeles Moyaho Bernal ID 100289266.

Puebla; Pue 15 de Junio del 2022.

BUAP

Oficio No. FESIEP/074/2022

C. Jair Rodríguez Zárate
Matrícula: 220450004
Alumno de la Maestría en Estomatología
Con opción Terminal en Ortodoncia
De la Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
P R E S E N T E.

*El que suscribe, **MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez**, Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, por este medio me permito informar a usted que esta Secretaría aprueba la impresión de la Tesina titulada **"APLICACIÓN DE ELEMENTOS FINITOS EN LA MECÁNICA DE INTRUSIÓN DE INCISIVOS MAXILARES"**, misma que presentará para realizar su examen profesional y obtener el grado de Maestro en Estomatología con Opción Terminal en Ortodoncia.*

Sin más por el momento, deseándole lo mejor, le reitero mi distinguida consideración.

A t e n t a m e n t e
"Pensar bien, para vivir mejor"
H. Puebla de Z., a 15 de junio de 2022.

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

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA · 1578 · FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS DE POSGRADO

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

Para obtener el Grado de: **Maestro en Estomatología con opción terminal en Ortodoncia.**
Registro CIFE: 2022039 Fecha: 15 Junio 2022

Título de la Tesina:

"APLICACIÓN DE ELEMENTOS FINITOS EN LA MECÁNICA DE INTRUSIÓN DE INCISIVOS MAXILARES"

Nombre del alumno: **Jair Rodríguez Zárate** **Matrícula: 220450004**

Domicilio: San José-Uranga 24-a, Barrio del Calvario,72700 San Juan Cuautlancingo, Pue.

Tel: **2383902189** **Fecha de ingreso a la Facultad: Enero 2022**

Firma:

Director de tesis: Dr. Miguel Angel Casillas Santana Grado académico: **Doctor en Ciencias Estomatológicas**

Adscripción: **Facultad de Estomatología** _ID: 10052648 Tel: 4448467645

Firma:

Director disciplinario: MO. Yareli Hernández Ávila Grado académico: **Maestría En Ortodoncia**

Adscripción: **Facultad de Estomatología** ID: 100426099 Tel: 2221992062

Firma:

Director metodológico: Estela del Carmen Velasco León Grado académico: **Maestría En Ortodoncia**

Adscripción: **Facultad de Estomatología** ID: 100225455 Tel: 2223234842

Firma: ECVelasco

Lector: DC. María de los Ángeles Moyaho Bernal Grado académico: **Maestría en Ciencias Estomatológicas en Pediatría** Adscripción: **Facultad de Estomatología** ID: 100289266 Tel: 2222788841

Firma:

Nombre y firma de aprobación

MO. Laura Mónica López Pérez Franco Firma:

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

MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez

Fecha: 15 Junio 2022 **Sello** _____

AGRADECIMIENTOS.

A DIOS

Que ha cuidado de mi familia y amigos durante estos momentos tan complicados de pandemia. Además, por darme la oportunidad que siempre busqué y otorgándome paciencia, fuerza, valor y determinación para culminar esta etapa.

A MI FAMILIA

Porque no solo me acompañan en cada decisión que tomo, sino que caminan siempre junto a mí de manera incondicional, y de los cuales permanentemente recibo apoyo, cariño y comprensión.

A MIS MAESTROS

Quienes se convirtieron en guía necesaria para lograr este nuevo objetivo y de quienes siempre tendré presente sus enseñanzas porque aportaron en grande a mi formación personal y profesional.

A MIS COMPAÑEROS

Que me acompañaron durante este trayecto a distancia, brindándome apoyo y motivación.

Índice

I Resumen 1
II Introducción 2
III Capítulos 3
3.1 Marco contextual 3
3.2 Marco teórico conceptual 4
3.3 Marco referencial 7
3.4 Metodología y análisis 8
3.4.1 Métodos de búsqueda para la identificación de estudios 8
3.4.2 Fuentes de información, estrategia de búsqueda y selección de estudios 9
3.4.3 Criterios de inclusión 11
3.4.4 Criterios de exclusión 12
IV Estrategia de búsqueda y selección de estudios 12
V Proceso de recopilación de datos 12
Nivel de evidencia 13
VI Resultados 13
6.1 Selección de estudios 13
6.2 Características básicas de los estudios 14
6.3 Características de las simulaciones de intrusión con Método de Elementos Finitos 18
6.4 Resultados de los estudios individuales 24
VII Discusión 26
7.1 Altura del minitornillo 27
7.2 Posición del minitornillo en la intrusión de seis dientes anteriores 27
7.3 Posición del minitornillo en la intrusión de cuatro dientes anteriores 29
7.4 Estrés en el órgano dentario, ligamento periodontal y hueso alveolar en la intrusión de seis dientes anteriores 30
7.5 Estrés en el órgano dentario, ligamento periodontal y hueso alveolar en la intrusión de cuatro dientes anteriores 31
VIII Conclusión 32
IX Bibliografía 33

I Resumen

El movimiento dental ha demostrado ser un proceso extremadamente complejo en donde la biomecánica siempre será un tema importante en la investigación de ortodoncia. Entre los diferentes tipos de movimiento realizados ortodóncicamente, la intrusión sin duda alguna representa uno de las más difíciles de lograr debido al alto riesgo de múltiples fallos. Por lo tanto, el objetivo de este trabajo fue hacer una revisión de la literatura con respecto al uso del Método de Elementos Finitos (MEF) en ortodoncia, para contrastar la evidencia existente del posicionamiento de los minitornillos y los puntos de aplicación de las fuerzas en la mecánica intrusiva de los incisivos maxilares, con la finalidad de evaluar las diferentes configuraciones que permitan la mejor distribución de las tensiones. Así como también conocer la zona mayormente afectada de las diversas estructuras dentoalveolares. Para ello se realizó una búsqueda de artículos sin restricciones de fecha de publicación en las bases de datos electrónicas: *PUBMED (PMC – NIH - NLM), EBSCO y Google Scholar* utilizando los criterios de elegibilidad para identificar los estudios. Se incluyeron estudios no aleatorizados de los efectos de las intervenciones (NRSI), de los cuales nueve NRSI se eligieron para la revisión final. La configuración que presentó la mejor distribución de las tensiones fue cuando se colocaron los minitornillos bilateralmente entre incisivo lateral y canino con la aplicación de una fuerza perpendicular al arco entre estos dientes, ya que cuatro estudios que evaluaron la intrusión de seis dientes anteriores lo mencionan y otros dos estudios donde se llevó a cabo la intrusión de los cuatro incisivos concuerdan con esta misma configuración. Respecto a la zona dentoalveolar que presenta mayor tensión, cuatro estudios mencionaron al ápice, seguido de la corona con tres estudios, posteriormente un solo estudio describe la cara labial de las superficies radiculares y otro el margen cervical labial distal del incisivo lateral.

Palabras clave: Análisis de elementos finitos, ANSYS, ortodoncia, intrusión, incisivos maxilares.

II Introducción

Los elementos finitos son un recurso de ingeniería confiable, rentable, no invasivo y sin necesidad de consideraciones éticas a comparación de otros métodos experimentales, por lo cual es ampliamente aplicado en el área de la salud, especialmente en el ámbito ortodóncico. Su objetivo es proporcionar información reproducible de manera cualitativa y cuantitativa de los tejidos dentales, así como las estructuras de soporte para la introducción de mecánicas nobles y precisas que ayuden a disminuir los efectos indeseables de la mecánica ortodóncica que ponen en riesgo el avance del tratamiento. A partir de lo anterior es que la presente tesina elabora de manera estructurada un análisis de la literatura que facilita comprender los conceptos básicos de la biomecánica intrusiva con minitornillos, visualizando el nivel de estrés en las estructuras dentoalveolares dependiendo de la configuración de colocación de los minitornillos. Vislumbrando así, la colocación optima que produzca un movimiento controlado con menores efectos indeseables durante la mecánica de intrusión.

En este sentido, la búsqueda se llevó a cabo en las siguientes bases de datos *PUBMED (PMC – NIH – NLM) EBSCO y Google Scholar* sin restricciones de fecha de publicación.

III Capítulos

3.1 Marco contextual

Los avances en las técnicas de imagen como la tomografía computarizada y las reconstrucciones 3-D han revolucionado en gran medida la forma en la que los médicos diagnostican y ofrecen planes de tratamiento a sus pacientes. En ortodoncia, la reconstrucción 3-D se ha popularizado y convertido en un examen cada vez más común, que brinda la posibilidad de proporcionar resultados estéticos en cualquiera de las mecánicas seleccionadas por el clínico, en donde su principal prioridad será preservar las diversas estructuras que integran el periodonto para así lograr una oclusión armónica y funcional que provea de salud a la dentición [1,2].

Es por ello que se pone énfasis al movimiento de intrusión, siendo este uno de los más importantes y difíciles de lograr como parte de la terapia ortodóncica, porque constantemente se presentan efectos adversos como la inclinación que crea sitios de compresión dentro de los tejidos fibrosos y mineralizados donde ocurrirá la muerte celular y la hialinización, provocando posteriormente que los tejidos hialinizados den origen a la resorción radicular [3,4].

Por tal razón, la biomecánica de intrusión tiene gran relevancia clínica en investigaciones ortodóncicas como parte del esfuerzo continuo para mejorar la eficiencia de los resultados del tratamiento, en donde los métodos computacionales, han hecho que el modelado de elementos finitos sea la opción más atractiva [5], sugiriéndolo como el método ideal para modelar los tejidos de soporte dental e incluso es considerado como la solución para cuestiones de biomecánicas complejas, lo que lo lleva a aplicarse en varios casos de ortodoncia con la finalidad de brindar un mejor enfoque terapéutico [6].

Es importante mencionar que existe controversia de la efectividad de las diversas configuraciones empleadas en la intrusión con minitornillos. Por lo cual, llevar a cabo una revisión de la literatura que evalué la efectividad de los diversos sitios de inserción de los minitornillos, así como el área mayormente afectada durante la mecánica de intrusión, ayudará notablemente al ortodoncista a discernir sobre la

configuración ideal para la intrusión de los incisivos maxilares, que con sustento sólido demuestre el mínimo efecto indeseado durante el movimiento dental.

Objetivos

Generales

Evaluar la evidencia existente con respecto a las diversas configuraciones del uso de minitornillos en la mecánica de intrusión de los incisivos maxilares con elementos finitos.

Específicos

- Describir la altura empleada de los minitornillos para llevar a cabo la intrusión de incisivos maxilares con MEF.
- Describir la ubicación estratégica de los minitornillos para la intrusión de incisivos maxilares con MEF.
- Describir los sitios de las estructuras dentoalveolares con las tensiones máximas durante la intrusión de incisivos maxilares con MEF.

3.2 Marco teórico conceptual

La intrusión es el movimiento dental que se logra aplicando una fuerza desde el centro de la corona, para que esta actúe paralela al eje longitudinal del diente, en dirección apical [7]. Es muy común que, en el tratamiento de ortodoncia, sea necesaria la intrusión de un segmento completo que incluye a los cuatro incisivos superiores, como en los casos de corrección de una sobremordida profunda [8]. Los métodos convencionales para la intrusión de los incisivos incluyen al arco utilitario, el arco de intrusión de *Burstone* o los arcos de curva inversa [9,10]. Que como resultado dan la impresión de una corrección de la mordida profunda debido al cambio en la posición del borde incisal vertical. Este cambio produce cierto grado de inclinación de los dientes, siendo este el resultado real de la mecánica en lugar de la verdadera intrusión, provocando con ello efectos adversos sobre las estructuras dentales y periodontales [4,11].

La intrusión de los dientes anteriores ha sido un tema de interés en los pacientes con sonrisa gingival y exceso vertical maxilar, donde el uso de dispositivos de anclaje temporal (DAT) en la mecánica de ortodoncia ha facilitado el movimiento de

intrusión al disminuir los efectos secundarios como la inclinación dental, ya que proporciona la aplicación de fuerzas ligeras y continuas para mantener los niveles óptimos de los esfuerzos, evitando así la resorción radicular.

Las incidencias de resorción radicular originadas al movimiento de los dientes en ortodoncia son más comunes en los incisivos superiores y ocurre en diferentes grados en casi en el 100% de los pacientes [4,12–15], en donde el movimiento de intrusión y de torque, son los predictores más fuertes para la resorción apical de la raíz, debido a la gran concentración de estrés que se produce en una pequeña superficie, presente en el fondo del alvéolo y alrededor del ápice [8,16]. Por lo que las deformaciones y tensiones causadas por fuerzas sobre los tejidos dentoalveolares se han mapeado con diversas técnicas que incluyen medidores de tensión, fotoelasticidad, interferometría de Moiré, interferometría electrónica de patrón de motas y correlación de imágenes digitales [17]. Los mapas de deformación con métodos fotoelásticos, están limitados por la desventaja de explorar solo la superficie del modelo, dejando atrás estructuras internas, como el ligamento periodontal [17,18], de igual forma los problemas relacionados con la técnica de interferometría de Moiré y electrónica de patrón de motas es que son sensibles a la superficie y no pueden proporcionar una asociación entre la raíz y el hueso a menos que se seccione la articulación para exponer las estructuras internas [17]. Para superar las desventajas antes mencionadas se presentan los elementos finitos que proporciona datos detallados sobre las respuestas fisiológicas que ocurren en los tejidos, como el ligamento periodontal y el hueso alveolar difíciles de obtener a través de cualquier otra técnica experimental debido a la interacción entre los tejidos circundantes y la respuesta individual [18]. Además, MEF cuenta con la posibilidad de estudiar una muestra homogénea mientras se controlan todas las variables de estudio [18].

Históricamente, los años 60 y principios de los 70 fueron el hito de los principales pasos hacia el desarrollo de los elementos finitos que se estableció para el estudio de los fenómenos estructurales relacionados con la rigidez, resistencia y estabilidad elástica de los cuerpos [18,19]. El método de elementos finitos se ha utilizado desde su introducción por *Farah* en 1973 en investigaciones de biomecánica dental [20,21],

donde los estudios han incluido dientes multirradiculares junto con el hueso alveolar para el análisis del estrés [22]. El método de elementos finitos se lleva a cabo a través de una simulación en computadora, la cual permite describir un sistema real de manera precisa y confiable, con el fin de obtener las cantidades físicas de interés como desplazamientos, temperaturas, tensiones, deformaciones, campos eléctricos o magnéticos, presión, etcétera [6,19]. Por lo tanto, es el sistema más avanzado y confiable que existe hoy en día para identificar tensiones y desplazamientos que surgen en las estructuras dentoalveolares a partir de la aplicación de fuerzas externas [23,24].

Este análisis implica la discretización de una forma continua (dividiendo la estructura de interés) en varios elementos y en donde existen tres pasos básicos involucrados: preprocesamiento, procesamiento y posprocesamiento. El preprocesamiento consiste en la construcción del modelo geométrico y su conversión de elementos finitos, así como la representación de datos con las propiedades del material, la definición de las condiciones de contorno y la configuración de carga. El procesamiento incluye la resolución del sistema de ecuaciones algebraicas lineales, y finalmente el posprocesamiento consiste en la interpretación de los resultados [14,25].

Los elementos finitos han sido utilizados por *Takahashi et al.* (1980), en estudios para evaluar el estrés generado en el ligamento periodontal y sus tejidos de soporte, concluyendo que el mayor estrés se genera en el LPD [26,27]. Mientras tanto, *Wilson et al.* en 1994 aplicaron fuerzas verticales intrusivas y extrusivas a un modelo 3-D de un canino para evaluar el estrés establecido sobre el LPD, encontrando que la máxima cantidad de estrés se presenta en la cresta alveolar [26,28]. Por su parte, *Geramy* en el 2000 mostró con elementos finitos que una mayor resorción puede resultar en un mayor desplazamiento del ápice [26,29]. Es así como este método se ha convertido en una poderosa herramienta cada vez más útil para la predicción de las tensiones [30] y el riesgo de falla de las distintas estructuras anatómicas distintas del diente, como el esmalte, la dentina y el cemento. Además, involucra metodologías computacionales que nos ayudan a determinar aspectos mecánicos de biomateriales y tejidos humanos [31] que son muy difíciles de medir *in vivo* [32].

3.3 Marco referencial

El modelado y simulación numérica de la unidad dentoalveolar ha sido una revelación importante que ha tenido un gran auge y funcionalidad en el área de ortodoncia, la razón, es que gracias a estos avances se pueden desarrollar estrategias preventivas que ayudarán al diagnóstico y planificación de tratamientos más específicos. Lo que nos permitirá conocer y entender, a través de un ordenador, el comportamiento mecánico y, con ligeras limitaciones, el fisiológico [(14)].

Los estudios *in silico* proporcionan a los ortodoncistas nuevos conceptos sobre el comportamiento de las estructuras dentoalveolares en respuesta a las fuerzas [(26)]. Los resultados de MEF son muy fiables, aunque no es posible simular exactamente las condiciones *in vivo*, pero este método puede dilucidar sobre algunos aspectos desconocidos del movimiento dental, como el de la intrusión de incisivos maxilares [(26)]. En virtud de lo mencionado anteriormente, *Liang et al.* (2009), en su estudio del control de torque de incisivos maxilares en ortodoncia labial y lingual con elementos finitos concluyeron que la aplicación de una combinación de retracción labial y fuerza de intrusión que acompaña a un momento en sentido contrario a las agujas del reloj en un incisivo maxilar da como resultado una verdadera intrusión [(33)]. En otro estudio, *Lombardo et al.* (2012), mencionaron que la aplicación de fuerza intrusiva labial a un incisivo mandibular genera inclinación labial, pero el uso de fuerza intrusiva lingual es más efectiva [(34)].

Field et al. (2009), evaluaron la respuesta mecánica inicial a una fuerza ortodóncica de un sistema de un solo diente (canino mandibular) comparada con un sistema de múltiples dientes (incisivos, canino y primer premolar mandibular) por medio de elementos finitos. Donde mostraron que las magnitudes de estrés tienden a aumentar en el sistema de múltiples dientes y, por lo tanto, existe mayor susceptibilidad de resorción radicular [(35)]. Mientras que *Kamblea et al.* (2012) evaluaron la distribución de la tensión (compresiva y de tracción) del incisivo central con diferente morfología radicular a través elementos finitos, encontrando que las raíces cortas, dilaceradas, con ápice romo o en forma de pipeta producen una mayor concentración de estrés en la raíz que aquellas con forma normal durante la aplicación de diferentes fuerzas y con diversos movimientos de ortodoncia. El

mecanismo puede ser que el cemento y la dentina se vean afectados durante la formación de la raíz en tales pacientes, reduciendo así la capacidad del cemento y la dentina para resistir la resorción en situaciones que involucran un exceso de presión [15].

Por lo tanto, la revisión enfocada al uso del Método de Elementos Finitos se sustenta en la implementación de mecánicas efectivas durante la intrusión ortodóncica que permitan obtener mayor predictibilidad del movimiento ortodóncico y de esta manera disminuir los efectos secundarios que se presentan sobre las estructuras dentoalveolares y que son prioridad para los ortodoncistas, ya que, de esto depende la estabilidad del tratamiento, para ello, se realizó una revisión de la literatura de estudios no aleatorios con el fin de evaluar aquellos artículos con los mejores criterios de referencia para juzgar los beneficios del método de elementos finitos en el tratamiento de intrusión ortodóncica y de esta manera obtener un mejor resultado de la mecánica empleada.

3.4 Metodología y análisis

3.4.1 Métodos de búsqueda para la identificación de estudios

El presente estudio se realizó de acuerdo con las pautas de elementos de informe preferidos para revisiones sistemáticas y metaanálisis (PRISMA) recomendados por la American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics [36,37].

La pregunta de investigación se formuló con la ayuda del formato PICO; que se conceptualiza como: (P) para la población o participantes, (I) la intervención experimental, (C) la comparación y (O) el resultado de interés. El comparador podría ser "ninguna intervención", "atención habitual" o una intervención alternativa.

Conforme a lo anterior se planteó la siguiente pregunta de investigación: "¿Existe diferencia en la intrusión de los incisivos maxilares con las diversas configuraciones de minitornillos en simulaciones con elementos finitos?"

Se aplicaron los siguientes criterios de selección para la revisión (Tabla 1).

Diseño del estudio: Se incluyeron artículos de investigación originales que fueran estudios *in silico* de MEF.

(P) Población: Se consideró el modelo de la dentición humana diseñada partiendo de la tomografía computarizada o de un modelo 3D ideal del maxilar.

(I) Intervenciones: La intervención de interés fue la simulación con elementos finitos de la intrusión en masa de incisivos maxilares

(C) Comparación: Diferentes posiciones de minitornillos y puntos de aplicación de la fuerza.

(O) Resultado: Encontrar las tensiones, deformaciones y desplazamientos máximos de las estructuras dentoalveolares.

FORMATO PICO			
P **Población**	**I** **Intervención**	**C** **Comparación**	**O** **Resultado**
Modelo de la dentición humana (diseñada partiendo de TC o modelo 3D ideal del maxilar)	Simulación con elementos finitos de la intrusión en masa de incisivos maxilares	Diferentes posiciones de minitornillos y puntos de aplicación de la fuerza.	Configuración ideal para la intrusión de incisivos maxilares

Tabla 1. TC Tomografía computarizada, 3D Tridimensional.

3.4.2 Fuentes de información, estrategia de búsqueda y selección de estudios

Para identificar estudios relevantes a la pregunta PICO, se realizó una búsqueda exhaustiva de estudios sin límite de fecha de publicación, solo se incluyeron artículos publicados en lengua inglesa indexados en las siguientes bases de datos electrónicas: *PUBMED (PMC, NIH, NLM), EBSCO y Google Scholar*, además, la búsqueda se extendió a la lista de referencias de los artículos incluidos (Tabla 2).

SITIOS DE BÚSQUEDA		
SITIO	**BUSCADOR**	**RESULTADOS**
1	PubMed (PMC ”PubMed Central” / NIH ”National Institutes of Health’s” / NLM ”National Library of Medicine”)	104
2	EBSCO (BUAP)	343
3	Google Escolar	179
4	Búsqueda Manual	2

Tabla 2. Bases de datos electrónicas

El objetivo principal fue encontrar estudios centrados en elementos finitos con mecánicas de intrusión que evaluaran el estrés de la unidad dentoalveolar de los incisivos superiores. Para la búsqueda se utilizaron los términos: *finite element, finite element analysis, finite element method, 3D analysis, three-dimensional analysis, ansys, orthodontics, intrusion, maxillary incisors* (Tabla 3).

TÉRMINOS MESH							
Finite element OR Finite element analysis OR Finite element method OR Three-dimensional finite OR Three-dimensional finite element OR Three-dimensional finite element analysis OR Three-dimensional finite analysis OR Ansys AND Orthodontics AND Intrusion AND Maxilar incisors							
NO.	**TÉRMINOS DE BÚSQUEDA (MESH)**	**PUDMED**	**PMC**	**NIH**	**NLM**	**EBSCO**	**GOOGLE SCOLAR**
#1	Elementos finitos	2311	71367	24115	73	36,389	4410
#2	Análisis de elementos finitos	2245	46183	16240	45	13,895	4250
#3	Método de elementos finitos	2000	68072	23374	39	16,246	3990
#4	Tridimensional finito	1120	57871	20587	10	1	3060
#5	Elemento finito tridimensional	1117	25129	9919	10	2025	2650
#6	Análisis tridimensional de elementos finitos	1104	19260	7753	7	551	2870
#7	Análisis finito tridimensional	1108	32613	12677	7	572	3060
#8	ANSYS	178	3271	788	4	2,107	1170
#9	#1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8	2377	81265	27587	76	37897	3510
#10	#1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 y ortodoncia	590	539	118	2	36383	22700
#11	#1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8, ortodoncia e intrusión	55	101	8	0	36373	3180
#12	#1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8, ortodoncia, intrusión e incisivos maxilares	24	75	5	0	343	179

Tabla 3 Palabras clave de la búsqueda.

3.4.3 Criterios de inclusión

Estudios *in silico* con elementos finitos donde evalúen la intrusión ortodóncica de los incisivos maxilares con minitornillos (Tabla 4).

3.4.4 Criterios de exclusión

Se omitieron de la revisión estudios que evaluaran la distalización con la intrusión, estudios que no incluyan minitornillos para la mecánica y estudios sin simulación de elementos finitos (Tabla 4).

CRITERIOS DE INCLUSIÓN	CRITERIOS DE EXCLUSIÓN
Estudios *in silico* de simulación con MEF Estudios *in silico* que incluyan intrusión de incisivos maxilares con minitornillos	Estudios sin simulación con MEF Estudios que incluyan retracción con intrusión Estudios que no incluyan minitornillos para la mecánica de intrusión

Tabla 4. Criterios de elegibilidad de los estudios

IV Estrategia de búsqueda y selección de estudios

La búsqueda de datos fue realizada por dos revisores independientes (J.R.Z, E.C.V.L.). En caso de desacuerdo, se resolvió consultando a un tercer autor (Y.H.A.). La estrategia de búsqueda se creó a partir de una combinación de términos de entrada y palabras clave relacionadas con la estrategia PICO.

Se empleó el software Mendeley (versión 1.19.4) para la gestión de referencias, con el que se guardaron las citas y los artículos. Dentro de los primeros resultados de la búsqueda se excluyeron todos aquellos artículos y resúmenes que no se relacionaban con el tema o no cumplían con los criterios de inclusión. Después de eliminar los duplicados, se llevó a cabo la lectura del título y resumen de los artículos para seleccionarlos dentro de los estudios incluidos. Los estudios preseleccionados fueron analizados de manera independiente por cada investigador mediante la lectura del texto completo, y la selección final fue realizada por dos investigadores. Si el resumen no suministraba información completa, o simplemente no se encontraba, se solicitaba el texto completo para tomar la decisión final por un tercer investigador.

V Proceso de recopilación de datos

La extracción de datos fue realizada de forma independiente por dos revisores (J.R.Z., E.C.V.L.), para registrar información general como autor, año, revista donde se publicó, modelo del estudio, software utilizado, diseño del mallado, número de nodos y elementos, grosor del ligamento periodontal, aparatología, propiedades de

los materiales, mecánica utilizada (intrusión), modelado de estructuras, posición de minitornillos, sitio de aplicación de la fuerza, fuerza empleada, inclinación de minitornillos, altura del hueso alveolar, resultados (Diente y área con el máximo estrés) y conclusiones (mecánica con mejores resultados de distribución de estrés).

Nivel de evidencia

La evaluación de la calidad de los estudios seleccionados no es aplicable, ya que es una forma matemática de estimar el desplazamiento y el estrés.

VI Resultados

6.1 Selección de estudios

La búsqueda electrónica mostró un total de 628 artículos (PubMed n = 24, PMC n = 75, NIH n = 5, EBSCO n = 343, Google Scholar n = 179 y búsqueda manual n = 2). Después de eliminar los estudios duplicados (n = 12), se preseleccionaron 616 artículos al leer el título y el resumen, se eliminaron 589 artículos por irrelevancia en la Fase I. En total, 27 artículos fueron potencialmente apropiados para la lectura del texto completo en la Fase II. Finalmente, de acuerdo con los criterios de elegibilidad, se decidió excluir 18 de ellos y se seleccionaron 9 artículos para revisión de síntesis cualitativa [8,10,11,24,38–42]. El proceso de identificación, selección y exclusión de los estudios se muestra en un diagrama de flujo según la declaración PRISMA (Figura 1).

FLUJOGRAMA PRISMA

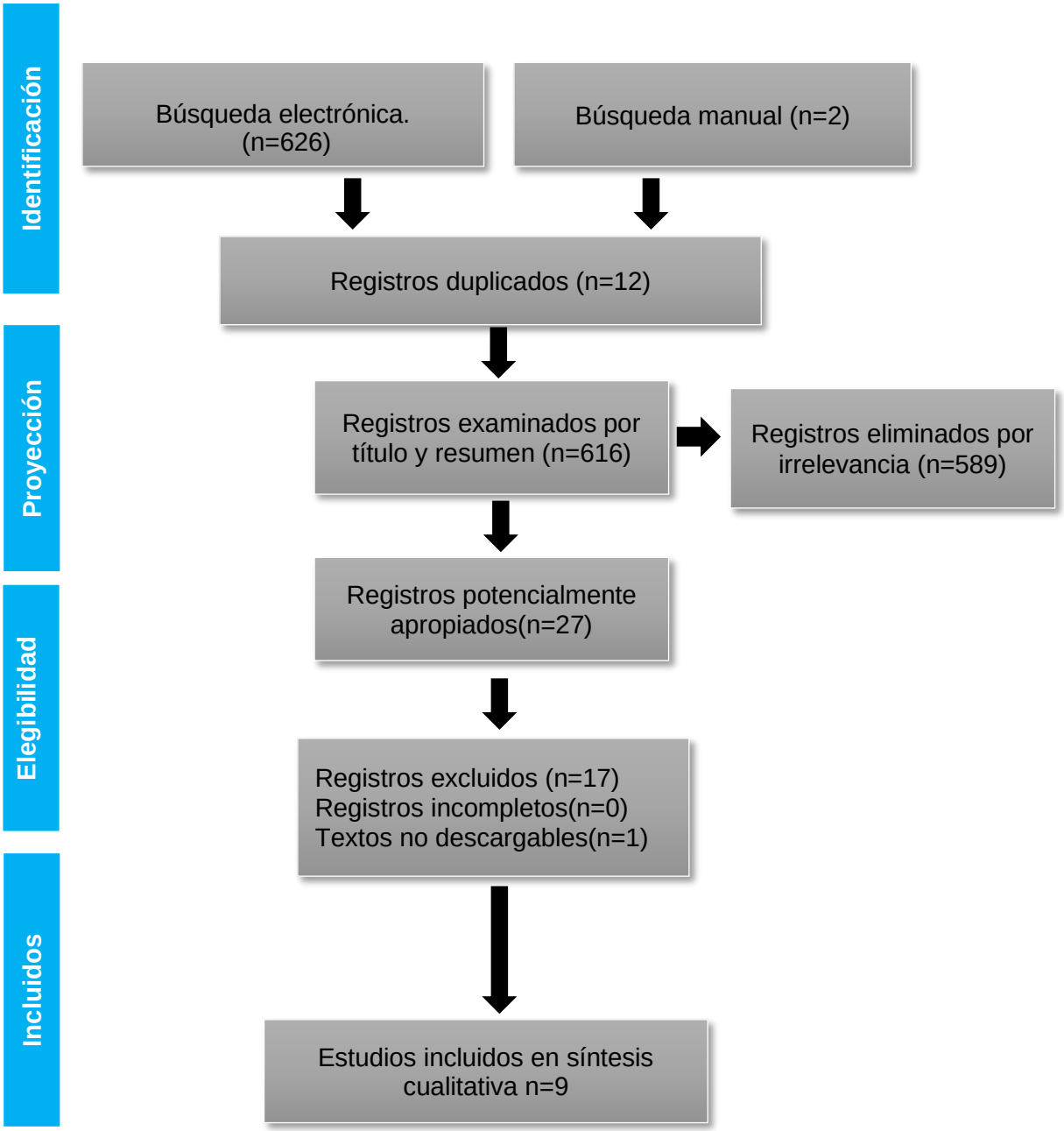

Figura 1. Proceso y eliminación de registros.

6.2 Características básicas de los estudios

Los estudios seleccionados utilizaron como modelo un maxilar humano adulto [10,11,24,38–41], de los cuales dos de ellos emplearon un cráneo ex vivo [8,42]. Los softwares para la simulación fueron los siguientes: Ansys v12.1 Canonsburg, PA,

EE. UU [8,10,11], ABAQUS [24], Ansys v11.0 Houston, EE. UU [38–40], Ansys v12.0 Canonsburg PA, EE. UU [41] y Ansys v15.0 EE. UU [42]. De los nueve estudios, solo cuatro mencionan el diseño del mallado como elementos tetraédricos [8,10,38,41] y uno como elemento cuadrilátero [24], seis de los estudios reportan el número de nodos y elementos empleados en el mallado [8,10,11,38,39,42]. Cinco estudios mencionaron que el diámetro del LPD era uniforme [8,11,24,38,41] y de estos exclusivamente uno toma en cuenta el comportamiento no lineal con respuesta hiperelástica del LPD [8]. Respecto a la aparatología empleada, siete utilizaron brackets con slot 0.22 pulgadas [8,10,38–42], uno uso slot 0.18 [11] pulgadas y otro no lo menciona [24]. Los arcos de acero (ss) empleados fueron los siguientes: cuatro estudios con arcos 0.021x0.025 [8,24,39,40], dos estudios con arcos 0.019x0.025 [10,42], y los tres estudios restantes con diferentes arcos 0.017x0.025 [41], 0.017x0.022 [38] y 0.016x0.022 [11] (Tabla 5).

CARACTERÍSTICAS BÁSICAS DE LOS ESTUDIOS INCLUIDOS

No.	Autor Año Revista	Modelo	Software utilizado	Diseño de malla	No. de Nodos	No. de elementos	Modelado	Grosor del LPD	Aparatología Empleada	Estructura	Módulo de Young	Coeficiente de Poisson
1	**Lu Hong-fei et al** **2011** **Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research**	3D TC mujer de 30 años (Dentición completa, en neutroclusión, resalte y sobremordida normal, libre de caries y de enfermedad periodontal, sin reabsorción radicular)	ANSYS v11.0 (ANSYS Inc., Houston, EE. UU.),	Elementos tetraédricos	194 321	131 920	homogéneo isotrópico	Uniforme 0.25 mm	Brackets SS 0.022 in Arco SS 0.017 × 0.022 in	Diente LPD Hueso cortical Hueso esponjoso Arco / bracket	19 600 0.667 1 370 13 700 200 000	0.30 0.45 0.30 0.30 0.30
2	**Padmawar SS et al** **2012** **The Journal of Indian Orthodontic Society**	3D TC maxilar humano adulto	ANSYS Workbench v11.0	No menciona	Diente 5635 LPD 8202 Hueso 7648	Diente 5181 LPD 7428 Hueso 7234	No menciona	No menciona	Brackets SS MBT 0.022 in Arco SS 0.021 × 0.025 in	**McGuinness /Tanne** Diente LPD Hueso alveolar	20300 0.667 13700	0.30 0.49 0.38
3	**Padmawar SS et al** **2012** **International Journal of Experimental Dental Science**	3D TC maxilar humano adulto	ANSYS Workbench v11.0	No menciona	No menciona	No menciona	No menciona	No menciona	Brackets SS MBT 0.022 in Arco SS 0.021 × 0.025 in	**McGuinness /Tanne** Diente LPD Hueso alveolar	20300 0.667 13700	0.30 0.49 0.38
4	**Salehi P et al** **2015** **Journal of dentistry (Shiraz, Iran)**	Simulación 3D Modelo informático de los dientes superiores de un arco ovoide	ANSYS Workbench v12.1 Canonsburg, Pa	No menciona	119583	67780	homogéneo, isotrópico y linealmente elástico	Uniforme 0.25 mm	Brackets SS Edgewise 0.018 in Arco SS 0.016 × 0.022 in	Diente Hueso alveolar LPD Arco acero	20 000 2 000 0.68 210 000	0.30 0.30 0.49 0,30
5	**Saga AY. et al** **2016** **Dental Press Journal of Orthodontics**	3D TC de maxilar de un cráneo humano adulto ex vivo	ANSYS v12.1 Canonsburg, PA, EE. UU.	Elementos tetraédricos	603380	322450	homogéneo, isotrópico y linealmente elástico	Uniforme 0.25 mm (respuesta instantánea hiperelástica)	Brackets SS Edgewise 0.022 in Arco SS 0.021 x 0.025 in	Esmalte Dentina Hueso compacto Hueso trabecular Arco acero LPD	84100 18600 13800 345 200000 0.002/0,004/ 1000	0.20 0.31 0.26 0.31 0.30 3.5

No.	Autor Año Revista	Modelo	Software utilizado	Diseño de malla	No. de Nodos	No. de elementos	Modelado	Grosor del LPD	Aparatología empleada	Estructura	Módulo de Young	Coeficiente de Poisson
6	**Cho, S. M et al** **2016** **Korean journal of orthodontics**	3D Escaneo de un modelo dental adulto con oclusión normal	ANSYS v12.0 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, EE. UU)	Elementos tetraédricos	No menciona	No menciona	homogéneo, isotrópico y linealmente elástico	Uniforme 0.25 mm	Bracket SS 0.022 in Arco SS 0.017 x 0.025 in	Diente LPD Hueso cortical Hueso esponjoso Arco / bracket/ brazo de poder Minitornillos	20 000 0.5 2 000 200 200 000 110 000	0.30 0.49 0.30 0.30 0.30 0.35
7	**Agustine, C. et al** **2018** **Journal of International Dental and Medical Research,**	3D CBCT de un cráneo ex vivo	ANSYS v15.0 (ANSYS Inc, EE. UU.)	No menciona	676.415	374.873	homogéneo, isotrópico y linealmente elástico	No menciona	Tubos bucales 1ros y 2dos molares Brackets SS MBT 0.022 in Arco SS 0.019 x 0.025 in Minitornillos Ti-6Al-4V 1.4 x 6 mm	Diente LPD Hueso alveolar Arco Bracket Cadena elástica Minitornillos (Ti-6Al-4V)	20 300 0.59 13 700 193 000 197 000 25 113 800	0.30 0.49 0.38 0.29 0.272 0.05 0.31
8	**Ahuja, S. et al** **2019** **Journal of Health Sciences**	3D TC de seis dientes anteriores superiores (Dimensiones y morfología similar a las del libro de Wheeler)	ABAQUS	Cuadrilátero.	No menciona	No menciona	No menciona	Uniforme 0.25 mm	Arco SS 0.0 21 × 0.025 in	Solo menciona que se utilizaron propiedades de estudios por **Tanne K.**	No aparecen	No aparecen
9	**Singh, A. K** **2019** **Revista de tecnologías emergentes e investigación innovadora**	3D CBCT de un maxilar humano adulto con oclusión normal	ANSYS v12.1 (ANSYS. NC)	Elementos tetraédricos	80017	351237	No menciona	No menciona	Brackets SS MBT 0 .022 in Arco SS 0.019 x 0.025 in Minitornillo Titanio 1,3 x 8 mm Muelle helicoidal cerrado de níquel-titanio	**McGuinness /Tanne** Diente LPD Hueso alveolar Arco / bracket Minitornillos Titanio	20 300 0.667 13 700 180 000 110 000	0.30 0.49 0.38 0.30 0.30

Tabla 5. 3D Tridimensional, TC Tomografía Computarizada, CBCT Tomografía Computarizada de Haz Cónico, LPD Ligamento Periodontal, SS Acero inoxidable, IN pulgadas.

6.3 Características de las simulaciones de intrusión con Método de Elementos Finitos

Nueve estudios con diseño del modelo en 3D (Elementos finitos) analizaron la intrusión de los incisivos maxilares [8,10,11,24,38–42] de los cuales siete estudiaron las tensiones generadas en la región anterior maxilar que incluye el LPD, hueso y diente [8,10,11,24,39,40,42], dos evaluaron las condiciones óptimas de carga [38,41] y uno el grado de intrusión relativa y absoluta de incisivos maxilares [11]. De estos estudios, cinco aplicaron la intrusión sobre incisivos y caninos [10,24,38,39,41] y solo cuatro a los incisivos maxilares [8,11,40,42]. Con respecto a la posición de los minitornillos cinco estudios los colocaron entre los incisivos centrales [8,10,39–41], tres entre incisivos centrales y laterales [8,11,41], ocho entre incisivos laterales y caninos [8,10,11,24,38,39,41,42], uno a siete milímetros distal de los incisivos laterales [8], y otro distalmente a los caninos [41]. La fuerzas que se aplicaron en cada estudio fue de la siguiente manera: 25 g [11], 51 g [38], 60 g [8], 76 g [38], 80 g [42], 90 g [24], 100 g [41], 102 g [38], 120 g [10], 153 g [38], 204 g [39] y solo uno de ellos no lo menciona [40].El sitio de aplicación de la fuerza en el arco cambio en cada estudio donde cuatro utilizaron un área del arco entre incisivos centrales [8,10,40,41], tres lo aplicaron entre el incisivo central y lateral [8,11,41], uno a distal del bracket del incisivo lateral [8] y a siete milímetros distal al bracket del incisivo lateral [8] y siete aplicaron la fuerza entre incisivo lateral y canino [10,11,24,38,39,41,42]. De todos los estudios, únicamente dos variaron la altura de hueso alveolar a 0 mm, 2 mm y 4 mm [10,41] para simular una condición de enfermedad periodontal (Tabla 6).

CARACTERÍSTICAS DE LAS SIMULACIONES DE INTRUSIÓN CON MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

No	Autor Año	Objetivo	Método				Resultados de máxima tensión	Conclusión
			Mecánica	Posición mini tornillos	Sitio aplicación de la fuerza	Fuerza		
1	Lu Hong-fei et al 2011	Investigar las condiciones óptimas de carga, incluidos los valores y direcciones de la fuerza de carga, en la mecánica de intrusión de los dientes anteriores superiores.	Intrusión 6 dientes anteriores superiores	Entre incisivo lateral y canino bilateralmente	En el arco entre incisivo lateral y canino bilateralmente	**1.-** 51 g 102 g 153 g **2.-** 76 g	El diente con el valor máximo de fuerza se registró en el canino (24.47- 48.95 - 73.42gf/cm²), seguido del incisivo lateral y finalizando con el incisivo central El área de concentración máxima de tensión se encuentra en el margen cervical labial distal del incisivo lateral. Con 20° de desviación palatina al eje Y, la tensión sobre el LPD se concentró a nivel cervical labial del incisivo lateral y canino	La fuerza óptima para la intrusión de los seis dientes anteriores se encuentra en un rango entre 51-102 g. El uso de minitornillos con 20° de inclinación colocados entre incisivo lateral y canino bilateralmente y una fuerza perpendicular de 76 g produce una intrusión efectiva que distribuye la tensión de manera uniforme sobre el LPD.
2	Padmawar SS et al Junio 2012	Evaluar y comparar las tensiones generadas en la región anterior maxilar durante la intrusión en masa de los seis dientes maxilares mediante minitornillos en ubicaciones estratégicas.	Intrusión 6 dientes anteriores superiores	1.-Entre incisivo lateral y canino bilateralmente 2.- Entre incisivos centrales	1,2-En el arco entre incisivo lateral y canino bilateralmente	Recomendada por Burstone (80g)	Se observó que con el uso de dos minitornillos se obtiene menos deformación total de los dientes que cuando se emplea un solo minitornillo. Debido a que las tensiones en los dientes son menores y se distribuyen de manera más uniforme. Los niveles más altos de distribución de estrés en el hueso blando se observaron en el grupo de dos minitornillos, mientras que el grupo de un solo minitornillo mostró los niveles más altos de distribución de estrés en el hueso duro. Las tensiones en las áreas apicales de todos los dientes mostraron una cantidad significativamente menor de tensión en comparación con las áreas de la corona	El uso de minitornillos bilaterales entre incisivo lateral y canino con una fuerza perpendicular es más eficaz y menos perjudicial para los dientes durante la intrusión absoluta de los dientes anteriores superiores en lugar de una sola fuente donde la dirección de las fuerzas es oblicua.

No	Autor Año	Objetivo	Método				Resultados de máxima tensión	Conclusión
			Mecánica	Posición mini tornillos	Sitio aplicación de la fuerza	Fuerza		
3	Cho, S. M et al 2016	Investigar la distribución de la tensión en los dientes individuales de acuerdo con varias condiciones de carga con minitornillos y ganchos.	Intrusión 6 dientes anteriores maxilares Hueso alveolar 0,2 y 4 mm	Ubicados a 12 mm gingivalmente al arco 1.-Entre incisivos centrales 2.- Entre incisivo central y lateral bilateralmente 3,4.- Entre lateral y canino bilateralmente 5,6.- Distalmente al canino bilateralmente	1.-En el arco entre incisivos centrales 2.,3,5- En el arco entre incisivo central y lateral bilateralmente 4.,6- En el arco entre incisivo lateral y canino bilateralmente	Total 100 g	El esfuerzo máximo en el LPD se concentró principalmente en el ápice comparado con la región cervical, donde el incisivo central fue el diente mayormente afectado en casi todos los grupos a excepción del grupo 4 y 6 donde fue el incisivo lateral. La tensión del incisivo central fue mayor en el grupo I, mientras que la del incisivo lateral fue mayor en el grupo II. El canino fue quien presento la menor tensión comparado con la de los incisivos. Los grupos 4 y 6 presentaron la distribución de la tensión de manera relativamente uniforme	Se indujo un desplazamiento similar a la intrusión pura de los seis dientes anteriores superiores cuando se insertaron minitornillos distales a los caninos bilateralmente y una fuerza de intrusión entre incisivo lateral y canino (grupo 6). En esta condición, el nivel de estrés fue más bajo y el estrés se distribuyó uniformemente en todos los dientes.

No	Autor Año	Objetivo	Método				Resultados de máxima tensión	Conclusión
			Mecánica	Posición mini tornillos	Sitio aplicación de la fuerza	Fuerza		
4	Ahuja, S. et al 2019	Analizar la distribución de la tensión en el hueso alveolar, el ligamento periodontal y las raíces de seis dientes anteriores superiores durante la intrusión mediante el método de elementos finitos	Intrusión 6 dientes anteriores maxilares	Entre incisivo lateral y canino bilateralmente	Ganchos que se colocaron en el arco entre incisivo lateral y canino bilateralmente	Total 90 g 45g por lado (cadena elástica)	El estrés se concentró en el ápice de las raíces, donde los incisivos centrales obtuvieron la máxima cantidad de estrés seguido de caninos e incisivos laterales. Esta misma relación de estrés se observó sobre el LPD a nivel del ápice. La tensión en el ápice del incisivo central fue de 0,025 N/mm, mientras que en el LPD fue de 0.013 N/mm La máxima cantidad de estrés se observó en el hueso alrededor del ápice. Los incisivos centrales y el canino mostraron una distribución de tensión similar 0.050 N/mm.	La máxima cantidad de tensión se concentró en el ápice de los incisivos centrales. Se observó una mayor cantidad de tensión en el hueso que en LPD. El uso de minitornillos colocados entre incisivo lateral y canino bilateralmente y una fuerza perpendicular al arco proporciona tensiones que se encuentran dentro del rango normal, las cuales pueden ser absorbidas por las raíces y los tejidos circundantes sin causar ningún efecto nocivo.
5	Singh, A. K et al 2019	Determinar las tensiones en la región anterior del maxilar durante la intrusión con varios niveles de pérdida de hueso alveolar mediante el método de elementos finitos	Intrusión 6 dientes anteriores maxilares Hueso alveolar 0,2 y 4 mm	Ubicados a 12 mm 1.-Entre los incisivos centrales 2.-Entre incisivo lateral y canino bilateralmente	1.-En el arco entre incisivos centrales 2.-En el arco entre incisivo lateral y canino bilateralmente	1 solo mini tornillo carga 120g 2 mini tornillos carga bilateral de 60g Muelle helicoidal cerrado	Las tensiones más bajas se presentaron en el incisivo lateral (grupo I) e incisivo central (grupo II). Sin embargo en ambos grupos las tensiones más altas se observaron en los caninos. Las tensiones máximas se presentaron en la corona, donde el bracket se cemento (grupo II) y en la región cervical (grupo I) Cuando el minitornillo se colocó entre los incisivos centrales superiores, las tensiones en los dientes anteriores aumentaron de igual manera esta configuración presento los valores máximos de tensión en el hueso cortical (59.8 Mpa) en el sitio del minitornillo.	Los minitornillos colocados entre el incisivo lateral y el canino y una fuerza perpendicular al arco son mejores para lograr la intrusión que los minitornillos colocados entre los incisivos centrales debido a que producen menor estrés sobre el diente-hueso cortical y se logra más intrusión.

No	Autor Año	Objetivo	Método				Resultados de máxima tensión	Conclusión
			Mecánica	Posición mini tornillos	Sitio aplicación de la fuerza	Fuerza		
6	Padmawar SS et al Diciembre 2012	Investigar la distribución de la tensión en la región anterior del maxilar durante la intrusión absoluta utilizando minitornillos en ubicaciones estratégicas.	Intrusión 4 incisivos maxilares	Entre incisivos centrales	En el arco entre los incisivos centrales	No menciona	Los incisivos centrales obtuvieron el mayor estrés generado en el hueso blando. Sin embargo el mayor estrés generado sobre el hueso duro se generó en el incisivo central izquierdo y el incisivo lateral derecho. La mayor deformación se presentó sobre los incisivos centrales pero esta no fue significativa comparada con la de los incisivos laterales.	Las tensiones en los dientes, hueso blando y hueso duro se concentraron más y cerca de los incisivos centrales en comparación con los incisivos laterales. Las áreas apicales de todos los dientes mostraron una cantidad de tensión significativamente menor en comparación con las áreas de la corona.
7	Salehi P et al 2015	Evaluar la distribución de la tensión en el LPD de los incisivos superiores con diferentes modelos de mecánica de intrusión utilizando minitornillos mediante el empleo de MEF. Evaluar el grado de intrusión relativa y absoluta de los incisivos superiores en diferentes condiciones.	Intrusión 4 incisivos maxilares	4 mm de la cresta alveolar: 1,4 - Entre incisivo central y lateral bilateralmente 2,3.-Entre incisivo lateral y canino bilateralmente	1,2.-En el arco entre incisivo central y lateral bilateralmente 3,4.-En el arco entre incisivo lateral y canino bilateralmente	Total 50 g	La superficie palatina del LPD de los incisivos centrales y laterales fue el área mayormente afectada. Además en los cuatro modelos diferentes el valor de tensión más alto se produjo en la región apical palatina del incisivo lateral. El máximo desplazamiento labial se presentó en el cuarto modelo seguido del primero, tercero y segundo. De todos los modelos a excepción del primero, el desplazamiento labial y el grado de intrusión relativa fue mayor en el incisivo lateral. Los valores absolutos máximos de intrusión se identificaron en el primer modelo seguido del segundo, cuarto y tercer modelo. El incisivo central obtuvo el mayor grado de intrusión absoluta en los cuatro modelos. El desplazamiento labial del incisivo lateral siempre fue mayor que su intrusión absoluta en los cuatro modelos, esta misma relación se presentaba en el incisivo central a excepción del segundo modelo.	El ápice del incisivo lateral es la región más susceptible a la reabsorción radicular debido a que presenta los niveles de estrés más altos durante la intrusión anterior. Para lograr la máxima intrusión absoluta, se recomienda colocar el minitornillo entre incisivos centrales y laterales bilateralmente con la fuerza aplicada en ángulo recto al arco entre estos dos dientes [Modelo 1] El Modelo 3 que es la configuración mayormente utilizada en la práctica clínica produjo la mínima intrusión absoluta

No	Autor Año	Objetivo	Método				Resultados de máxima tensión	Conclusión
			Mecánica	Posición mini tornillos	Sitio aplicación de la fuerza	Fuerza		
8	Saga AY. et al 2016	Evaluar los patrones de distribución inicial y la magnitud del estrés compresivo en el LPD en una simulación de intrusión ortodóncica de incisivos superiores, considerando los puntos de aplicación de la fuerza.	Intrusión 4 incisivos maxilares	No lo menciona pero de acuerdo con la fuerza perpendicular que se ejerció se asume que se realizó de la misma manera en que se aplicó la fuerza	1.-En el arco entre incisivos centrales 2.-En el arco entre incisivo central y lateral bilateralmente 3.- Bilateralmente distal al bracket del incisivo lateral 4.- Bilateralmente 7 mm distal del bracket del incisivo lateral	Total 60 g 15 g por diente	La compresión más alta se produjo en el ápice. En el grupo I y II la compresión más alta se presentó sobre el ápice del incisivo central exhibiendo áreas más extendidas en el lado labial del LPD mientras que en el grupo III y IV las áreas de compresión más altas se desplazaron hacia el ápice del incisivo lateral donde el lado palatino presentó un mayor esfuerzo. Los grupos I y II son configuraciones mecánicas de mayor compresión apical del LPD y con mayor tendencia a la proclinación de los incisivos centrales. Mientras que los grupos III y IV revelaron la compresión más baja que mostro una distribución más equilibrada del estrés con poca proinclinacion.	El estrés se concentra en la región apical del LPD independientemente del punto de aplicación de la fuerza ortodóncica La mecánica 3 resultó en una distribución de la tensión de compresión más equilibrada. (minitornillos entre incisivo lateral y canino y fuerza distal al bracket del incisivo lateral)
9	Agustine, C. 2018	Analizar la distribución de la tensión del ápice del diente anterior y su hueso alveolar circundante durante la intrusión anterior del maxilar utilizando alambre segmentado y continuo con varias posiciones verticales de minitornillos.	Intrusión 4 incisivos maxilares Con arco segmentado y continuo	Ubicados a 3, 5 y 8 mm de la unión cemento-esmalte Entre incisivo lateral y canino bilateralmente	En el arco entre incisivo lateral y canino bilateralmente (Cadena elástica)	Total 80g	El área con mayor compresión fue la cara labial (mesial-distal) de las superficies radiculares con ambos arcos y con diferentes alturas verticales del minitornillo. El estrés generado siempre fue mayor en el grupo segmentado que en el continuo. Ambos grupos mostraron que cuanto mayor es la posición vertical del minitornillo, aumenta el valor del estrés generado en el ápice pero disminuye a nivel del hueso que rodea el ápice.	La intrusión maxilar con minitornillos colocados entre incisivo lateral y canino bilateralmente y una fuerza perpendicular al arco continuo es mejor porque la fuerza de intrusión se distribuye a un mayor número de dientes. La posición vertical del minitornillo debe considerarse especialmente si se va a utilizar arco segmentado, ya que cuanto más alta sea la posición mayor será la tensión generada en el ápice de los incisivos.

Tabla 6. LPD ligamento periodontal, mm milímetros, g gramos, N Newton, Mpa Megapascales, MEF Método de elementos finitos.

6.4 Resultados de los estudios individuales

De acuerdo con la zona de mayor tensión, el ápice es el área que se menciona con mayor relevancia en cuatro estudios [8,11,24,41], seguido de la corona con tres estudios [10,39,40], posteriormente con un solo estudio se encuentran la cara labial de las superficies radiculares [42] y el margen cervical labial distal del incisivo lateral [38]. En cuanto a la configuración con la mejor distribución de las tensiones en la mecánica de intrusión de seis dientes, solamente un estudio indica colocar los minitornillos distales a los caninos bilateralmente y una fuerza perpendicular al arco entre incisivo lateral y canino [41] para lograr una adecuada distribución de las tensiones. Mientras que cuatro mencionan que colocar los minitornillos bilateralmente entre incisivo lateral y canino con una fuerza perpendicular al arco entre estos dientes [10,24,38,39] es la que proporciona una tensión uniforme. De los estudios que evaluaron la intrusión de los cuatro incisivos, dos concuerdan con la configuración anteriormente descrita [8,42] con la que se llevó a cabo la intrusión de seis dientes, mientras que uno sugiere la colocación de los minitornillos entre incisivos centrales y laterales bilateralmente con una fuerza aplicada en ángulo recto al arco entre estos dos dientes [11]. Solo un estudio no hace referencia sobre la configuración con los mejores resultados de distribución del estrés [40] (Tabla 7).

RESULTADOS DE LOS ESTUDIOS INDIVIDUALES				
No	**Autor**	**Mecánica**	**Sitio de máxima tensión**	**Configuración con mejor distribución de la tensión**
1	**Lu Hong-fei et al 2011**	Intrusión 6 dientes	Margen cervical labial distal del incisivo lateral	Minitornillos bilaterales entre incisivo lateral y canino con una fuerza perpendicular al arco entre estos dientes
2	**Padmawar SS et al Junio 2012**	Intrusión 6 dientes	Solo menciona que la tensión fue mayor en la corona que en el ápice	Minitornillos bilaterales entre incisivo lateral y canino con una fuerza perpendicular al arco entre estos dientes
3	**Cho S. M et al 2016**	Intrusión 6 dientes	Ápice del incisivo central y lateral	Minitornillos distales a los caninos bilateralmente y una fuerza perpendicular al arco entre incisivo lateral y canino
4	**Ahuja S. et al 2019**	Intrusión 6 dientes	Ápice del incisivo central	Minitornillos bilaterales entre incisivo lateral y canino con una fuerza perpendicular al arco entre estos dientes
5	**Singh AK et al 2019**	Intrusión 6 dientes	En la corona (centro y región cervical)	Minitornillos bilaterales entre incisivo lateral y canino con una fuerza perpendicular al arco entre estos dientes
6	**Padmawar SS et al Diciembre 2012**	Intrusión 4 dientes	Solo menciona que la tensión fue mayor en la corona que en el ápice	No menciona que sea una buena configuración.
7	**Salehi P et al 2015**	Intrusión 4 dientes	Ápice del incisivo lateral	Minitornillo entre incisivos centrales y laterales bilateralmente con una fuerza aplicada en ángulo recto al arco entre estos dos dientes
8	**Saga AY. et al 2016**	Intrusión 4 dientes	Ápice del incisivo central (labial) y lateral (palatino)	Minitornillos entre incisivo lateral y canino y fuerza distal al bracket del incisivo lateral (perpendicular)
9	**Agustine C. 2018**	Intrusión 4 dientes	Cara labial (mesial-distal) de las superficies radiculares	Minitornillos bilaterales entre incisivo lateral y canino con una fuerza perpendicular al arco entre estos dientes y con arco continuo

Tabla 7.

VII Discusión

El método de elementos finitos (MEF) ha ganado popularidad en investigaciones de la salud gracias a los crecientes avances que han surgido en las técnicas de imagen, por lo que se ha aplicado en los diferentes campos de la odontología para crear modelos virtuales biomédicos con el fin de evaluar la tensión, deformación y desplazamientos desarrollados en un sólido geométrico sometido a fuerzas externas [40,43]. La aplicación óptima de la fuerza ortodóncica permite el máximo movimiento de los dientes con un daño irreversible mínimo del LPD, el hueso alveolar y los dientes. Por lo tanto, es crucial conocer las relaciones entre el cambio en los campos de tensión mecánica inducidos y la reacción biológica correspondiente. Por el contrario, ignorar la respuesta mecánica durante la terapia de ortodoncia no solo puede hacer que el movimiento dental ortodóncico sea ineficiente y extender su duración innecesariamente, sino que también puede tener consecuencias negativas [35]. Por lo tanto, el desarrollo de un modelo eficaz para el sistema de intrusión continúa siendo una meta fundamental para los ortodoncistas no solo para encontrar una mecánica óptima, sino también para prevenir daños a las estructuras dentoalveolares [38,40]. En este sentido, MEF se emplea en respuesta al creciente deseo del clínico en descifrar las respuestas fisiológicas del complejo dentoalveolar a las fuerzas de ortodoncia y con ello implementar una mecánica ortodóncica efectiva, que permita obtener mayor predictibilidad del movimiento dental, con mínimos efectos secundarios sobre el diente, ligamento periodontal y hueso alveolar [1,43]. La presente revisión contrasta la literatura actual con respecto a las diferentes configuraciones del uso de minitornillos en las diversas mecánicas de intrusión de incisivos maxilares con elementos finitos, en donde la configuración con la mejor distribución de las tensiones fue cuando los minitornillos se colocaron entre el incisivo lateral y el canino bilateralmente, junto con la aplicación de una fuerza perpendicular al arco entre estos dientes a pesar de la presencia de heterogeneidad (variaciones en el modelado de la estructura, la posición y altura de los tornillos, sitios de aplicación de la carga, fuerza empleada y diversos métodos de medición de resultados).

7.1 Altura del minitornillo

De los nueve artículos, solo cuatro describen la altura del minitornillo, donde la altura varía desde 3 a 12 mm [10,11,41,42]. El estudio por *Agustine et al.* (2018), tomaron de referencia la unión cemento esmalte para colocar los minitornillos a 3, 5 y 8 mm de altura, lo que reveló que cuanto más alta es la posición de estos incrementa el valor del estrés derivado del momento creado con la misma cantidad de fuerza [42]. *Salehi et al.* (2015), consideraron colocar los minitornillos 4 mm por arriba de la cresta alveolar, basándose en que la unión mucogingival de los dientes anteriores superiores se encuentra entre 4 a 5 mm del margen gingival [11], sin embargo, autores como *Dermaut et al.* (1976)[44], *Matsui et al.* (2000)[45], *Turk et al.* (2005)[46], *Reimann et al.* (2007)[47], *Sia et al*. (2007)[48], sugieren una altura de 8 a 10 mm apical, ya que es la distancia en donde se ubica el centro de resistencia de los cuatro incisivos superiores [49]. En cambio, *Cho et al.* (2016) y *Singh et al.* (2019), asumieron colocar los minitornillos 12 mm por arriba del arco [10,41], mientras que los cinco estudios restantes omitieron mencionarlo [8,24,38–40].

7.2 Posición del minitornillo en la intrusión de seis dientes anteriores

Considerando las configuraciones que el clínico a menudo utiliza durante la práctica clínica, se describen a continuación las variantes en la posición del minitornillo de los estudios incluidos, iniciando con la zona de colocación mayormente replicada que fue entre el incisivo lateral y el canino bilateralmente con siete estudios [10,11,24,38,39,41,42], como segunda alternativa con cuatro estudios fue la colocación de un único minitornillo entre incisivos centrales [10,39–41] seguida del incisivo central e incisivo lateral bilateralmente con dos estudios [11,41] y finalmente con un solo estudio se encontró la inserción del minitornillo en la zona distal a los caninos [41].

Dentro de las configuraciones anteriormente mencionadas para la intrusión de seis dientes anteriores, *Hong-fei et al.* (2011), observaron que cuando se colocan los minitornillos entre el incisivo lateral y el canino, junto con la aplicación de una fuerza (76 g) entre estos dientes da como resultado el movimiento corporal del diente que se acompaña de la inevitable inclinación labial de la corona [38], como causa de que

los minitornillos se encuentran labialmente del centro de resistencia (CR) de los seis dientes anteriores considerando que este se ubica a 3 mm distal de los caninos [50]. Es así como *Singh et al.* (2012), observaron que se obtiene un mejor control del vuelco labial del incisivo central y que la intrusión es mayor con esta misma configuración cuando la compararon con la colocación de un único minitornillo colocado entre los incisivos centrales donde se producía mayor inclinación que intrusión en razón de que la fuerza intrusiva se ejerce más alejada y bucalmente del CR de los seis dientes anteriores [10]. En tanto que *Ahuja et al.* (2019), con la misma mecánica de intrusión con minitornillos bilaterales notaron como resultado que ambos caninos se intruyeron más y mucho antes que los incisivos con una ligera inclinación [24], dato que concuerda con el estudio clínico por *Saxena et al.* (2010), que utilizaron una fuerza intrusiva de 45 g complementándola con una fuerza distal de 20 g por lado sobre un arco seccionado con la finalidad de evitar la proinclinación [51].

Mientras que *Padmawar et al.* (2012), encontraron que el patrón en la distribución de la tensión se atribuye tanto a la dirección como al punto de aplicación de la fuerza, puesto que las tensiones generadas con minitornillos bilateralmente (entre incisivos laterales y caninos) con fuerzas perpendiculares son menores y se distribuyen de manera más uniforme que con el uso de un solo minitornillo cuando el vector de las fuerzas son oblicuas [39]. Por su parte, *Cho et al.* (2016), recurrieron a utilizar seis diversas configuraciones de la posición del minitornillo, colocando la carga en distintos puntos del arco. Se detectó que en los seis dientes anteriores ocurría un cambio en el grado de inclinación labial, la cual depende de la ubicación de los minitornillos y ganchos debido a que el control de la fuerza no solo involucra la magnitud de esta sino también los puntos de aplicación y dirección (línea de acción)[41]. Por lo tanto, se determina que cuando el gancho se coloca distal al incisivo lateral y los minitornillos se insertan entre el canino y el primer premolar, existe una intrusión relativamente pura por el desplazamiento labial mínimo que se presenta en los seis dientes anteriores, probablemente porque la fuerza se aplicó muy cerca del CR[41].

7.3 Posición del minitornillo en la intrusión de cuatro dientes anteriores

En cambio, para la mecánica de intrusión de los cuatro incisivos centrales *Salehi et al.* (2015), utilizaron dos distintas configuraciones de colocación de minitornillos, pero con diferentes sitios de carga de fuerza, en los cuales se demostró que cuando se aplica una fuerza entre el incisivo central y lateral estos dientes muestran divergencia radicular debido a que el incisivo central experimenta un movimiento de inclinación incontrolada de la corona hacia distal y labial junto con la intrusión; mientras que, el incisivo lateral, registra un vuelco incontrolado de la corona a mesial y labial, en cambio, cuando la fuerza se aplica distalmente del incisivo central y lateral se presenta la convergencia de la raíz en ambos dientes, ya que tanto el central como el lateral se inclinan distal y labialmente [(11)]. Además, en este estudio se concluye que la mejor combinación de intrusión con mínima inclinación labial de la corona de los incisivos, es cuando los minitornillos se insertan entre las raíces del incisivo lateral y el canino con la aplicación de la fuerza en un punto del arco entre el incisivo central y lateral [(11)]. Por otro lado, *Agustine et al.* (2018)(42)*,* concuerdan con los estudios hechos por *Polat-Ozsoy et al.* (2009)*,* al mencionar que el centro de resistencia de los cuatro incisivos se encuentra en la parte distal de los incisivos laterales [(49)], por lo que implementaron la colocación de minitornillos entre el incisivo lateral y el canino en ambos lados con arcos segmentados, aplicando una fuerza intrusiva de 80 g. Los estudios por *Agustine et al.* (2018), encontraron que a pesar de haber realizado la intrusión de los cuatro incisivos tomando en cuenta su centro de resistencia, el grupo segmentado exhibió inclinación, lo cual podría explicarse por el momento (contrario a las agujas del reloj) que se genera al aplicar la fuerza de intrusión con los minitornillos insertados en un ángulo de 90°[(42)]. Por consiguiente, se demostró que la mecánica de intrusión con arcos continuos es más conveniente debido a una mejor distribución del estrés sobre el mayor número de dientes, lo que permite menos afección al ápice de los incisivos maxilares y en este sentido contradice lo propuesto por *Field et al.* (2009), quienes mencionan que las magnitudes de estrés tienden a aumentar en el sistema de múltiples dientes, existiendo de esta manera mayor susceptibilidad de resorción radicular [(35)].

7.4 Estrés en el órgano dentario, ligamento periodontal y hueso alveolar en la intrusión de seis dientes anteriores

Lu Hong-fei et al. (2011), observaron que el aumento de la carga (51,102 y 153 g) resultó en un incremento de la tensión, donde el canino obtuvo el valor máximo sobre su raíz y en donde la distribución de la tensión sobre el LPD y hueso alveolar se mostró relativamente alta a nivel cervical labial del incisivo lateral y canino, en cambio, la máxima tensión se detectó en la zona cervical distal del incisivo lateral, mientras que el área con mínima tensión fue sobre el incisivo central con la colocación del minitornillo entre el incisivo lateral y canino con una fuerza intrusiva de 51 g bilateralmente [38]. Asimismo, con el empleo de una fuerza óptima (76 g) se descubrió que cuando el ángulo de desviación palatina al eje y aumenta 20°, el valor de tensión sobre el LPD disminuye, obteniendo con ello un área de distribución relativamente uniforme, ideal para una fuerza intrusiva sobre los seis dientes anteriores superiores [38]. Mientras que *Padmawar et al.* (2012), detectaron que los niveles más altos de estrés sobre el hueso esponjoso se dan cuando los minitornillos se colocan entre incisivo lateral y canino bilateralmente, mientras que en el hueso cortical se originan cuando se posiciona un solo minitornillo entre los incisivos centrales, ambas configuraciones con la aplicación de la fuerza sobre el arco entre el incisivo lateral y el canino [39]. En cuanto a la deformación total de los dientes, la configuración con dos minitornillos obtuvo un valor menor, pero sin ser significativo comparado con el de un minitornillo, además las tensiones en las áreas apicales de todos los dientes mostraron una cantidad menor en comparación con las áreas de la corona [39]. No obstante, *Cho et al.* (2016), emplearon diferentes condiciones de carga con minitornillos y ganchos para evaluar la distribución de la tensión sobre los dientes anteriores maxilares, encontrando que en los seis grupos evaluados se presentó mayor concentración de tensión sobre el ápice del LPD comparado con en el área cervical [41]. Asimismo, se observó que a medida que aumenta la inclinación del diente, la tensión también incrementa, como en el grupo de un único minitornillo (colocado entre incisivos centrales y con una fuerza perpendicular al arco entre estos dientes) quien provocó el aumento de la proinclinación del incisivo central y en consecuencia la mayor concentración de tensión, mientras que la configuración

con el nivel de estrés más bajo se presentó cuando los minitornillos se colocaron entre canino y primer premolar, aplicando una fuerza al arco entre incisivo lateral y canino, gracias a que se colocaron los minitornillos y la fuerza cerca del CR de los seis dientes anteriores maxilares que genero la mínima inclinación y con ello la distribución uniforme de la tensión a través del incisivo central, el incisivo lateral y el canino [41].

7.5 Estrés en el órgano dentario, ligamento periodontal y hueso alveolar en la intrusión de cuatro dientes anteriores

El estudio por *Salehi et al.* (2015), utilizaron diferentes sitios de inserción de los minitornillos y puntos de aplicación de la fuerza para la intrusión de los cuatro incisivos, registro una distribución alta de esfuerzos de Von Mises en los cuatro modelos sobre el ápice del incisivo lateral en su superficie palatina [11]. En cambio, *Saga et al.* (2016), evaluaron la magnitud del estrés compresivo en el ligamento periodontal de cuatro simulaciones al considerar los puntos de aplicación de la fuerza, además, demostraron que con los cuatro diferentes diseños de aplicación de carga se producían áreas de compresión en el ápice del LPD, donde las cargas que se aplicaron cerca de la línea media fueron las que presentaron mayor compresión, mientras que la carga aplicada entre las raíces del incisivo lateral y el canino resultó con la distribución de la tensión de compresión más equilibrada, resaltando que este modelo mantenía más alejada tanto la posición del tornillo como la aplicación de la fuerza de la línea media [8]. Finalmente, *Agustine et al.* (2018), emplearon la variación de la posición vertical del minitornillo (entre incisivo lateral y canino) durante la intrusión con arcos segmentados y continuos para analizar la tensión del ápice de los dientes anteriores y su hueso alveolar circundante. La diferencia encontrada en el patrón de estrés reveló que la intrusión con arco continuo se extendió posteriormente a los segundos premolares, por lo que el valor de tensión fue menor sobre los incisivos [42] a comparación del grupo con arco segmentado que afecto mayormente al ápice de los cuatro incisivos. En ambos grupos la tensión se concentró en la cara labial mesial-distal de las superficies radiculares incisivas y el incremento del valor de la tensión, fue proporcional con el aumento de la altura del minitornillo [42].

VIII Conclusión

De acuerdo con la revisión de la literatura actualmente disponible de la mecánica de intrusión para la distribución adecuada de la tensión sobre los dientes anteriores superiores, el vector de fuerza debe pasar los más cerca posible del centro de resistencia, lo que se puede obtener con la elección correcta del sitio del minitornillo tanto en sentido vertical y transversalmente, como se encontró en los estudios en los que se utilizaron minitornillos bilaterales entre el incisivo lateral y canino. Así mismo, también es necesario el uso de un arco continuo para que las fuerzas se distribuyan a un mayor número de dientes y que el vector de fuerza tenga una dirección perpendicular al arco. Dado que, el estudio por *Saga et al*. (2012) compararon dos vectores diferentes para la intrusion de los dientes anteriores maxilares muestra que el vector con dirección oblicua produce más fuerza que en la dirección axial hacia el eje largo de los dientes. Además, el sitio mayormente afectado durante la intrusión de 4 y 6 dientes anteriores maxilares fue el ápice dental. No obstante, los estudios muestran variaciones metodológicas y clínicas, en donde los diversos métodos de medición de resultados, las diferentes zonas utilizadas para colocar el minitornillo, las diversas fuerzas empleadas y los distintos sitios de aplicación de la fuerza son prueba solida de la heterogeneidad que se presenta en estos estudios.

IX Bibliografía

1. Maas SA, Ellis BJ, Ateshian GA, Weiss JA. FEBio : Finite elements for biomechanics. J Biomech Eng. 2012;134:1–10.
2. Rodríguez RO, Fajardo PME, Hernández CMM. Cambios morfofuncionales en el periodoncio asociados al movimiento dentario por tratamiento ortodóncico. Medisan. 2018;22(7):638–47.
3. Minch LE, Sarul M, Nowak R, Kawala B, Antoszewska-Smith J. Orthodontic intrusion of periodontally compromised maxillary incisors: 3-dimensional finite element method analysis. Adv Clin Exp Med. 2017;26(5):829–33.
4. Hartsfield JK Jr, Everett ET, Al-Qawasmi RA. Genetic factors in external apical root resorption and orthodontic treatment. Crit Rev Oral Biol Med. 2004;15(2):115–22.
5. Redepenning DH, Ludewig PM, Looft JM. Finite element analysis of the rotator cuff: A systematic review. Clin Biomech. 2020;71(1):73–85.
6. Sita D, Brezeanu L, Bica D, Bica CI, Monea M. The effect of orthodontic vertical forces on the dental pulp: A Three-Dimensional Finite Element Analisis. 2018;10(2):91–8.
7. Jain RK, Kumar SP, Manjula WS. Comparison of intrusion effects on maxillary incisors among mini implant anchorage , J-hook headgear and utility arch. J Clin Diagnostic Res. 2014;8(7):21–4.
8. Saga AY, Maruo H, Argenta MA, Maruo IT, Tanaka OM. Orthodontic intrusion of maxillary incisors: A 3D finite element method study. Dental Press J Orthod. 2016;21(1):75–82.
9. Schwertner A, De Almeida RR, De Almeida-Pedrin RR, Fernandes TMF, Oltramari P. A prospective clinical trial of the effects produced by the Connecticut intrusion arch on the maxillary dental arch. Angle Orthod. 2020;90(4):500–6.
10. Singh AK, Saini S, Kannan S, Arora N. Comparison of Stresses Developed on the Maxillary Anterior Teeth and Mini-implant Site During Intrusion with varying Alveolar Bone Loss Levels using Mini-implants — A Finite Element Study. JETIR. 2019;6(6):80–96.

11. Salehi P, Gerami A, Najafi A, Torkan S. Evaluating stress distribution pattern in periodontal ligament of maxillary incisors during intrusion assessed by the finite element method. J Dent. 2015;16(4):314–22.
12. Vikram NR, Senthil Kumar KS, Nagachandran KS, Hashir YM. Apical stress distribution on maxillary central incisor during various orthodontic tooth movements by varying cemental and two different periodontal ligament thicknesses: A FEM study. Indian J Dent Res. 2012;23(2):213–20.
13. Kanjanaouthai A, Mahatumarat K, Techalertpaisarn P, Versluis A. Effect of the inclination of a maxillary central incisor on periodontal stress Finite Element Analysis. Angle Orthod. 2012;82(5):812–9.
14. Geramy A, Sodagar A, Hassanpour M. Three-dimensional analysis using finite element method of anterior teeth inclination and center of resistance location. Chin J Dent Res. 2014;17(1):37–42.
15. Kamble RH, Lohkare S, Hararey PV, Mundada RD. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: A finite element study. Angle Orthod. 2012;82(5):799–805.
16. Kim SJ, Kim JW, Choi TH, Lee KJ. Combined use of miniscrews and continuous arch for intrusive root movement of incisors in Class II division 2 with gummy smile. Angle Orthod. 2014;84(5):910–8.
17. Jang AT, Chen L, Shimotake AR, Landis W, Altoe V, Aloni S, Ryder M, Ho SP . A Force on the Crown and Tug of War in the Periodontal Complex. J Dent Res. 2018;97(3):241–50.
18. Knop L, Gandini LG Jr, Shintcovsk RL, Gandini MR. Scientific use of the finite element method in orthodontics. Dental Press J Orthod. 2015;20(2):119–25.
19. Fiorillo L, Cicciù M, D'Amico C, Mauceri R, Oteri G, Cervino G. Finite Element Method and von Mises Investigation on Bone Response to Dynamic Stress with a Novel Conical Dental Implant Connection. Biomed Res Int. 2020;
20. Ko C, Rocha EP , Larson M. Past, Present and Future of Finite Element Analysis in Dentistry. From Biomed Appl to Ind Dev. 2012;(Lanczos 1962).
21. Farah JW, Craig RG . Finite Element Stress Analysis of a Restored Axisymmetric First Molar. J Dent Res. 1974;53(4):859–66.

22. Ziegler A, Keilig L, Kawarizadeh A, Jäger A, Bourauel C. Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multi-rooted teeth. Eur J Orthod. 2005;27(4):333–9.
23. Cortona A, Rossini G, Parrini S, Deregibus A, Castroflorio T. Clear aligner orthodontic therapy of rotated mandibular round-shaped teeth: A finite element study . Angle Orthod. 2020;90(2):247–54.
24. Ahuja S, Saxena R, Jatti R, Chaudhary S, Gupta N. Stress Distribution in Maxillary Anterior Region during En masse Intrusion of Six Anterior Teeth: A Finite Element Analysis. RUHS J Heal Sci. 2019;4(1):35.
25. Singh JR, Kambalyal P, Jain M, Khandelwal P. Revolution in orthodontics: Finite element analysis. J Int Soc Prev Community Dent. 2016;6(2):110–4.
26. Heravi F, Salari S, Tanbakuchi B, Loh S, Amiri M. Effects of crown-root angle on stress distribution in the maxillary central incisors' PDL during application of intrusive and retraction forces: A three-dimensional finite element analysis. Prog Orthod. 2013;14(1):1–10.
27. Takahashi N, Kitagami T, Komori T. Behaviour of teeth under various loading conditions with finite element method. J Oral Rehabil. 1980;7(6):453–61.
28. Wilson AN, Middleton J, Jones ML, McGuinness NJ. The finite element analysis of stress in the periodontal ligament when subject to vertical orthodontic forces. Br J Orthod. 1994;21(2):161–7.
29. Geramy A. Alveolar bone resorption and the center of resistance modification (3-D analysis by means of the finite element method). Am J Orthod Dentofac Orthop. 2000;117(4):399–405.
30. Gultekin A, Turkoglu P, Yalcin S. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85(June):585–98.
31. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. J Dent. 2008;36(7):463–71.
32. Thiagarajan G, Vizcarra B, Bodapudi V, Reed R, Seyedmahmoud R, Wang Y, Gorski JP, Walker MP. Stress analysis of irradiated human tooth enamel using

finite element methods. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2017;176(12):139–48.

33. Liang W, Rong Q, Lin J, Xu B. Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: A 3-dimensional finite element analysis. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009;135(3):316–22.
34. Lombardo L, Stefanoni F, Mollica F, Laura A, Scuzzo G, Siciliani G. Three-dimensional finite-element analysis of a central lower incisor under labial and lingual loads. Prog Orthod. 2012;13(2):154–63.
35. Field C, Ichim I, Swain MV, Chan E, Darendeliler MA, Li W, Li Q. Mechanical responses to orthodontic loading: A 3-dimensional finite element multi-tooth model. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009;135(2):174–81.
36. Hutton B, Catalá-López F, Moher D. La extensión de la declaración PRISMA para revisiones sistemáticas que incorporan metaanálisis en red: PRISMA-NMA. Med Clin (Barc). 2016;147(6):262–6.
37. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG; PRISMA Group. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: The PRISMA statement. PLoS Med. 2009;6(7).
38. Lu H fei, Mai Z hui, Chen Q, Chen Y, Ai H. Initial stress distribution of the maxillary anterior teeth, periodontal ligament and alveolar bone by different intruding loadings* a three-dimensional finite element analysis. J Clin Rehabil Tissue Eng Res. 2011;15(48):8964–7.
39. Padmawar SS, Belludi A, Makhija P, Bhardwaj A, Virang B. Stress Appraisal with Simulation of en masse Absolute Intrusion of Maxillary Anteriors deploying Strategic Mini-implant Locations: A Finite Element Analysis. J Indian Orthod Soc. 2012;46(June):77–81.
40. Padmawar SS, Belludi A, Bhardwaj AK, Vadvadgi VH, Saini RK. Study of Stress Distribution in Maxillary Anterior Region during True Intrusion of Maxillary Incisors using Finite Element Methodology. Int J Exp Dent Sci. 2012;1(2):89–92.
41. Cho SM, Choi SH, Sung SJ, Yu HS, Hwang CJ. The effects of alveolar bone loss and miniscrew position on initial tooth displacement during intrusion of the

maxillary anterior teeth: Finite element analysis. Korean J Orthod. 2016;46(5):310–22.

42. Agustine C, Soegiharto BM, Krisnawati. Stress distribution of anterior tooth apex and their surrounding alveolar bone during maxillary anterior intrusion on segmented and continuous wires (3D finite element analysis). J Int Dent Med Res. 2018;11(2):596–601.
43. Shaw AM, Sameshima GT, Vu HV. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: A finite element model. Orthod Craniofacial Res. 2004;7(2):98–107.
44. Dermaut LR, Vanden Bulcke MM. Evaluation of intrusive mechanics of the type “segmented arch” on a macerated human skull using the laser reflection technique and holographic interferometry. Am J Orthod. 1986;89(3):251–63.
45. Matsui S, Caputo AA, Chaconas SJ, Kiyomura H. Center of resistance of anterior arch segment. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2000;118(2):171–8.
46. Türk T, Elekdag-Türk S, Dinçer M. Clinical evaluation of the centre of resistance of the upper incisors during retraction. Eur J Orthod. 2005;27(2):196–201.
47. Reimann S, Keilig L, Jäger A, Bourauel C. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. Eur J Orthod. 2007;29(3):219–24.
48. Sia SS, Koga Y, Yoshida N. Determining the center of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces in sliding mechanics: An in vivo study. Angle Orthod. 2007;77(6):999–1003.
49. Polat-Ozsoy O, Arman-Ozcirpici A, Veziroglu F. Miniscrews for upper incisor intrusion. Eur J Orthod. 2009;31(4):412–6.
50. Pedersen E, Isidor F, Gjessing P, Andersen K. Location of centres of resistance for maxillary anterior teeth measured on human autopsy material. Eur J Orthod. 1991;13(6):452–8.
51. Saxena R, Kumar PS, Upadhyay M, Naik V. A clinical evaluation of orthodontic mini-implants as intraoral anchorage for the intrusion of maxillary anterior teeth. World J Orthod. 2010;11(4):346–51.