

**COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE UN DISPOSITIVO DE ANCLAJE
TEMPORAL CON PERFORACIONES MÚLTIPLES Y DOBLES, ESTUDIO
DE ELEMENTOS FINITOS.**

GEINNY PAOLA PARADA ORTEGA.

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
UNICOC.**

**ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR**

BOGOTÁ D.C, ABRIL/ 2025

**COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE UN DISPOSITIVO DE ANCLAJE
TEMPORAL CON PERFORACIONES MÚLTIPLES Y DOBLES, ESTUDIO DE
ELEMENTOS FINITOS.**

AUTOR

GEINNY PAOLA PARADA ORTEGA

ASESOR CIENTÍFICO

DRA. LILIANA JARA LÓPEZ

Especialista en Ortodoncia

Magister en educación

U.M.N.G-UNICIEO- Santo Tomas

ASESOR METODOLÓGICO

DRA. LUZ ANDREA VELANDIA PALACIOS

Especialista en Ortodoncia y ortopedia maxilar

Especialista en Odontología Legal y Forense

Doctorado en investigación

UNICOC – P.U.J - Universidad de Macerata-Italia

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA UNICOC

ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA

POSGRADO EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR

BOGOTÁ D.C, ABRIL/ 2025

PÁGINA DE ACEPTACIÓN

El trabajo de grado “**Comportamiento biomecánico de un dispositivo de anclaje temporal con perforaciones múltiples y dobles, estudio de elementos finitos**” elaborado por Geinny Paola Parada Ortega como requisito para optar por el título de especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar.

Dra. Liliana Jara López

Asesor (a) Científico(a)

Dra. Luz Andrea Velandia

Asesor (a) Metodológico(a)

Dr. Camilo Andres Romo Pérez

Director Centro Investigación

Colegio Odontológico- CICO (BOGOTÁ)

Dra. Sandra Elizabeth Aguilera Rojas

Directora de Investigación y Gestión del Conocimiento Institución Universitaria

Colegios de Colombia – UNICOC

DEDICATORIA

Agradezco a Dios por brindarme la sabiduría y la fuerza necesaria para avanzar en mi camino académico. A mi familia, por su incondicional apoyo y por ser la fuente constante de motivación para alcanzar mis objetivos y completar con éxito mi formación como especialista. A la institución, por proporcionarme los recursos y la guía indispensables para la realización de este proyecto.

GEINNY PAOLA PARADA ORTEGA.

AGRADECIMIENTOS

A mi familia.

Por su perseverancia y coraje al acompañarme en este camino, por la confianza, paciencia y cariño que nos han brindado diariamente, motivándonos a dar lo mejor de nosotras sin restricciones.

A mis maestros.

Por su paciencia y vocación durante nuestro proceso de aprendizaje, a la Dra. Liliana Jara por su apoyo, acompañamiento y motivación a la Dra. Luz Andrea Velandia por su instrucción continua y acompañamiento para el desarrollo efectivo de este trabajo de investigación.

Al ingeniero.

Quiero agradecer al Ingeniero Ricardo Ríos, por su amabilidad y disposición para modelamiento de los dispositivos de anclaje temporal y guiarme en este proceso.

A la Institución Universitaria Colegios de Colombia (UNICOC). por darnos la oportunidad de formarnos como especialistas y por brindarnos las herramientas para la realización de esta tesis

Tabla de contenido

INTRODUCCIÓN	1
1. ASPECTOS TEÓRICO CIENTÍFICO	3
1.1 Planteamiento del Problema	3
1.2 Justificación.....	7
1.3 Propósito e Impacto.	8
1.4 Antecedentes.	8
1.5 Marco teórico.....	10
1.5.6 Partes del DAT	10
1.5.7 Indicaciones.....	11
1.5.8 Complicaciones	11
1.5.9 Desventajas de los DAT	13
1.5.10 Tipos de DAT	13
1.5.11 Tipos de Anclaje.	14
1.5.12 Factores De Estabilidad.....	15
1.5.13 Tamaño De Los DAT	16
1.5.14 Aplicaciones Clínicas.	16
1.5.15 Tipos De Cabezas	18
1.5.16 Métodos	19
1.5.17 Elementos finitos.....	20
1.6 Objetivos.	24
1.6.6 General.....	24
1.6.7 Específicos	25
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS.....	25
2.1 Tipo de estudio:.....	25
2.2 Objeto De Estudio	25
2.3 Población De Estudio	26
2.4 Unidad De Observación	26
2.5 Muestra:	28
2.6 Criterios De Elegibilidad.....	28

2.6.1	Criterios de Inclusión.....	28
2.6.2	Criterios De Exclusión.....	28
2.7	Procedimiento.	28
2.8	Aspectos Éticos.....	30
2.8.1	Consentimiento informado.	30
2.8.2	Confidencialidad.....	31
3.	RESULTADOS.	31
4.	DISCUSIÓN.....	34
5.	CONCLUSIONES.....	37
6.	RECOMENDACIONES	38
7.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	39
	TABLAS.....	42
	FIGURAS	45
	GRÁFICOS.....	49
	ANEXOS.	51

LISTAS ESPECIALES

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Modelos de DAT según perforación y orientación.....	41
Tabla 2: Valores de Deformación en los Modelos Evaluados(mm).....	41
Tabla 3: Valores de Esfuerzo en los Modelos Evaluados (MPa).....	42
Tabla 4: Valores de Deformación Ósea en Hueso Cortical y Trabecular (mm).....	42
Tabla 5: Valores de Esfuerzo a nivel Ósea en Hueso Cortical y Trabecular (MPa).	42
Tabla 6 : Módulo de Young y coeficiente de Poisson por estructura.....	43

LISTA DE FIGURAS.

Figura 1. DAT de múltiples perforaciones en posición vertical.....	44
Figura 2. DAT de doble perforación en posición vertical.....	45
Figura 3. DAT de múltiples perforaciones en posición horizontal.....	46
Figura 4. DAT de doble perforación en posición horizontal.....	47

LISTA DE GRÁFICAS

Gráfico 1. Deformación (mm) a nivel del DAT, unión de la ligadura con el DAT, tubo, Unión de la ligadura con el tubo.....	48
Gráfico 2. Esfuerzo (Mopa) a nivel del DAT, unión de la ligadura con el DAT, tubo, Unión de la ligadura con el tubo.....	48
Gráfico 3. Deformación (mm) a nivel del DAT del hueso cortical y hueso trabecular.....	49
Gráfico 4. Esfuerzo (Mpa) a nivel del DAT del hueso cortical y hueso trabecular ...	49

LISTA DE ANEXOS

Anexo 1. Instrumento de recolección de datos (deformación).....	50
Anexo 2. Instrumento de recolección de datos (esfuerzos).....	51

GLOSARIO

Dispositivos de anclaje temporal: Es un pequeño mini- implante de titanio que se coloca temporalmente en el hueso maxilar o mandibular que garantiza un anclaje absoluto durante el tratamiento ortodóntico.

Método de elementos finitos: Es una técnica matemática que utiliza la simulación computacional para analizar las deformaciones y los esfuerzos presentes en estructuras complejas.

Deformación: se define como el cambio en la forma o dimensiones de un material o estructura cuando está sujeto a fuerzas externas, cargas o condiciones de contorno específicos. Se expresa en unidades de milímetros.

Esfuerzo: Se define como la fuerza interna por unidad de área que actúa dentro de un material o estructura en respuesta a cargas externas. Se expresa en unidades de Megapascals

INTRODUCCIÓN

En la práctica ortodóntica, el control del anclaje es fundamental para lograr movimientos efectivos que con el anclaje convencional no se pueden lograr. Según el Dr. Robert Moyers (1), uno de los principales desafíos ha sido la limitada colaboración del paciente con aditamentos tradicionales de anclaje, no obstante, la introducción del anclaje esquelético, particularmente a través del uso de mini implantes o dispositivos de anclaje temporal (DAT), ha revolucionado este aspecto del tratamiento. Los DAT permiten a los ortodoncistas manejar los movimientos dentales de manera más predecible y controlada, sin depender de la cooperación del paciente, ofreciendo un anclaje absoluto y evitando movimientos indeseados según la tercera ley de Newton. Este avance tecnológico en ortodoncia ha proporcionado una solución eficaz demostrando mejor control y estabilidad y por ende tratamientos ortodónticos con mejores resultados.(1)

La ortodoncia, como especialidad enfocada en la corrección de anomalías dentofaciales, ha experimentado avances significativos que han permitido la mejoría de los tratamientos. Sin embargo, a pesar de sus ventajas, se ha buscado mejorar sus diseños, especialmente en la porción coronal con el fin de optimizar su función y adaptarse mejor a las necesidades del ortodoncista.(2)

Existen actualmente diferentes cabezas de DAT, incluidas pequeñas, alargadas, perforadas, redondas, con ranuras o ganchos. Sin embargo, no todas se ajustan de

manera óptima para su activación. Pocos estudios examinan cómo interactúan biomecánicamente las cabezas bajo diferentes cargas, lo que es decisivo para optimizar su uso clínico.

El Método de Elementos Finitos (FEM) es una técnica matemática que utiliza la modelación computacional de estructuras geométricamente complejas para analizar deformaciones y esfuerzos. Los elementos finitos se pueden considerar como pequeñas porciones de lo que se quiere modelar, conectadas en puntos específicos llamados nodos. La disposición de estos elementos forma una malla, y desde el punto de vista numérico, esta malla se representa mediante un sistema de ecuaciones algebraicas que deben resolverse para determinar las incógnitas en los nodos. FEM se ha convertido en una herramienta valiosa para los ortodoncistas, ya que permite evaluar la distribución y trayectoria de los esfuerzos, explicando cómo afectan el comportamiento biológico y los resultados clínicos. La ortodoncia hace que los dientes se muevan mediante sistemas de fuerza que provocan una respuesta celular, lo que resulta en la reabsorción y aposición del hueso alveolar. El método más avanzado y confiable para estudiar estas respuestas es el análisis de elementos finitos, que permite una detección precisa de tensiones y movimientos. El Método de Elementos Finitos es actualmente el método de simulación más utilizado, ofreciendo ventajas significativas en el campo de la investigación.

Este estudio pretende evaluar el comportamiento biomecánico de un DAT de múltiples y dobles perforaciones a través de simulaciones con estudio de elementos finitos.

1. ASPECTOS TEÓRICO CIENTÍFICO

1.1 Planteamiento del Problema

El Dr. Robert Moyers (1) refiere que la colaboración limitada del paciente en el uso de aditamentos para lograr el anclaje es un inconveniente en el éxito del tratamiento ortodóntico. Sin embargo, gracias a la aparición del anclaje esquelético, muchos clínicos han adoptado el uso de los mini implantes o dispositivos de anclaje temporal (DAT) en su práctica clínica con el fin de facilitar el control del movimiento dental sin depender de la colaboración del paciente. (1)

El concepto de anclaje en ortodoncia se relaciona a la resistencia al movimiento que presentan los dientes ante la aplicación de una fuerza. Según la tercera Ley de Newton, toda acción genera una reacción. Esto significa que, si se aplica una fuerza a un diente, se producirán movimientos en direcciones opuestas. En muchos casos, estos movimientos contrarios pueden ser no deseados, lo que ha llevado a la necesidad de investigar y desarrollar un anclaje que proporcione una resistencia absoluta, evitando así efectos colaterales. (1)

En ortodoncia, existen varios tipos de anclaje intraoral que se clasifican en anclaje mínimo, moderado, máximo y absoluto. El anclaje mínimo ofrece aproximadamente un 30% de resistencia. Este tipo de anclaje se consigue mediante elementos como

stop, tip back, cinchado del arco, toe in, toe out, o mediante accesorios como retroligaduras, elásticos interproximales o lip bumper.(3)

El anclaje moderado proporciona alrededor de un 50% de resistencia y se utiliza tanto en los dientes anteriores como en los posteriores para el cierre de espacios. Algunos ejemplos de anclaje moderado incluyen el botón de Nance, el Viaro Nance, el arco traspalatino y el arco lingual. (3)

Por otro lado, el anclaje máximo ofrece alrededor del 70% al 90% de resistencia y se utiliza en casos de apiñamientos severos. Algunos dispositivos de anclaje máximo son el arco RN, el transpalanance y arco extraoral. (3)

Finalmente, el anclaje absoluto se logra impidiendo la migración mesial del molar y conservando el 100% del espacio de extracción. Estos DAT son lo suficientemente pequeños como para ser colocados en diversas áreas del hueso alveolar. (3)

La utilización de DAT como anclaje temporal en ortodoncia se han convertido en una opción altamente eficaz para el tratamiento de las maloclusiones, evita la pérdida de anclaje que pueden surgir durante el tratamiento, demostrando tener numerosas ventajas en comparación con otros métodos de anclaje, siendo un avance significativo en ortodoncia. (4)

Los DAT de titanio se componen de tres partes distintas: En primer lugar, la cabeza, que es la parte expuesta en la cavidad oral y permite la conexión con los dispositivos de ortodoncia; luego, se encuentra el perfil transmucoso y la rosca activa, que es responsable de mantener la estabilidad del implante. (5) (6)

Los DAT, ofrecen al ortodontista una gran cantidad de aplicaciones clínicas, ya que proveen un anclaje absoluto entre estas indicaciones se encuentra: enderezamiento de molares, intrusión del sector anterior, mesialización de molares, retracción de caninos, tracciones de dientes incluidos, anclaje en zonas edéntulas, cierre de espacios, corrección de mordidas abiertas, líneas medias, planos oclusales entre otras. (1) (6)

Su rango de dimensiones varía de diámetros y longitudes, y es común encontrar un diámetro promedio de 1,2 mm y una longitud de 6 mm. Es importante destacar que una parte de los DAT son diseñados con características autorroscantes, lo que contribuye significativamente a simplificar su proceso de inserción. (5)

Actualmente, se enfrentan desafíos en relación con el diseño de la porción coronal de los DAT, particularmente en zonas posteriores, dificultando su activación.

Por consiguiente, se ha buscado renovar sus diseños, lo que ha dado lugar a una amplia variedad de alternativas para las cabezas de DAT, entre estas opciones se incluyen cabezas pequeñas, alargadas, perforadas, redondas, doble cruz, ranuras, ganchos, bola e incluso cabezas con una forma que se asemeja a la de Brackets o ranuras. (5) (6)(7)

Es fundamental destacar que tanto en la literatura científica como en la observación empírica se ha constatado que no todas las cabezas de los DAT se ajustan de manera óptima para su activación. Por ejemplo, una investigación realizada por Choi, et al. (8) realizaron un estudio de FEM con el propósito de analizar la posición del orificio de la cabeza del DAT. (8) Este estudio abordó dos diseños de cabeza de

DAT, uno con orificio del cabeza ubicado de manera céntrica y otro con orificio en posición excéntrica, con el fin de comparar la resistencia a la rotación, en sus resultados observaron que los diseños con perforaciones excéntricas aumentaron la resistencia rotacional y mejoraron su versatilidad. Este estudio demuestra la importancia de los diferentes diseños de cabezas de DAT para su activación durante el tratamiento ortodóntico. (8)

Se ha evidenciado la dificultad de activar el DAT en zonas posteriores y esto puede atribuirse al diseño de la cabeza del DAT debido a la geometría de este lo que a su vez puede generar demoras en el tratamiento o incluso impedir la activación. (8)

Para llevar a cabo una evaluación precisa de las biomecánicas y sus impactos en el complejo dentoalveolar, se recurre al empleo de modelos de elementos finitos. En este contexto, este estudio adquiere relevancia al evaluar el comportamiento biomecánico de los DAT. Sin embargo, existen pocos estudios que analicen detalladamente como estos DAT interactúan biomecánicamente al aplicar cargas en relación con la deformación y el esfuerzo con diferentes componentes proporcionando una base más sólida para la optimización de estos dispositivos en la práctica clínica ortodóntica (9)

Por lo consiguiente, surge la siguiente pregunta. ¿Cuál es el comportamiento biomecánico de un dispositivo de anclaje temporal con múltiples y doble, evaluado a través de un estudio de elementos finitos?

1.2 Justificación

Actualmente la ortodoncia como campo especializado para la corrección de anomalías dentofaciales ha avanzado significativamente dando la opción de generar varios tipos de tratamientos y alternativas tanto para el paciente como para el profesional tratante. Dentro de estos tipos de alternativas se puede encontrar los DAT, según estudios realizados han demostrado beneficios significativos en un tratamiento ortodóntico. (8)

El uso de DAT en ortodoncia para el anclaje absoluto conlleva a una serie de ventajas significativas como lo es la aplicación de varias fuerzas simultáneas sobre las estructuras dentales. (10)

Sin embargo, a pesar de tener varias ventajas y beneficios cada vez más se ha intentado renovar su diseño para lograr mejorar sus utilidades. Adicionalmente en la porción coronal se han realizado cambios en el diseño de la cabeza, varias casas comerciales ofrecen diferentes tipos de diseños, pero no siempre han logrado acomodarse a las necesidades del profesional. (7)

La cabeza del DAT desempeña un papel fundamental al momento de su activación y fijación en zonas posteriores, de ahí la importancia de su forma y tamaño que se ajusten perfectamente a los aditamentos ortodónticos y las necesidades biomecánicas del clínico, evitando cualquier movimiento o desplazamiento indeseado. Esto asegura una conexión sólida y confiable entre el DAT y los aditamentos facilitando las biomecánicas (4)

Por lo tanto, este trabajo busca abordar a través del estudio de elementos finitos evaluar el comportamiento biomecánico de un dispositivo de anclaje temporal con perforaciones múltiples y doble evaluando deformación y esfuerzo.

1.3 Propósito e Impacto.

El propósito de este estudio consiste en utilizar el método de elementos finitos para analizar el comportamiento del diseño del DAT con múltiples y doble perforaciones, y evaluar su comportamiento biomecánico, en esta instancia, se busca contribuir al beneficio de los ortodontistas y pacientes al proponer mejoras en los DAT que permitan su adecuada activación y función, Por tal motivo el impacto esperado no solo se limita al campo académico y científico sino que repercute en la práctica clínica, el conocimiento generado a través de este estudio enriquecerá la literatura científica y ser referencia para futuras investigaciones y avances en este campo.

1.4 Antecedentes.

En 1945, Gainsforth y Higley fueron los primeros que introdujeron el concepto de anclaje esquelético en donde realizaron experimentos en perros donde colocaron tornillos de vitalium, Sin embargo, resulto siendo un fracaso al igual que casi todos los implantes de esa época debido a los metales utilizados no eran ideales. (1)

En 1970, Branemark y sus colaboradores introdujeron el concepto de osteointegración en odontología utilizando implantes de titano puro, demostrando

que los implantes dentales pudieron integrarse de manera segura y estable en el hueso. (1)

En 1983, Creekmore y Eklund demuestran que un pequeño tornillo puede soportar una fuerza constante durante un período prolongado. (1)

En 1996, Wehrbein et al. Exploró el área sagital palatina media como sitio para la colocación de implantes convencionales con un periodo de cicatrización de 10 semanas, se extrajeron primeros premolares superiores cerrándose completamente en los 9 meses. En 1997, Kanomi anunció que los DAT de titanio con diámetro de 1,2 mm y longitud 6 mm daban un buen anclaje para la intrusión sin causar problemas de reabsorción radicular ni problemas periodontales. (1)

En 1999, Park describió un sistema de anclaje esquelético usando microtornillos de titanio. Logrando una distalización de los molares posteriores maxilares, reportando tornillos firmes y estables, observando que el área media del paladar ofrecía una estabilidad mayor. En 1999, Sugarawa y Umemori et al, usaron mini placas quirúrgicas para anclaje ortodóntico. Corrigieron mordidas abiertas anteriores, usando un sistema de anclaje esquelético de mini placas. (1)

En 2001, dos estudios utilizaron implantes dentales en perros Beagle para tratamientos ortodónticos. En el primer estudio, Ohmae y sus colegas utilizaron DAT de titanio lograron una intrusión dental con estabilidad después de 6 meses. En el segundo estudio, realizado por Park y colaboradores en el mismo año, se emplearon micro implantes de 1,2 mm de diámetro y 6 mm de longitud resolvieron problemas esqueléticos dentales al retraer los dientes anteriores y realizar intrusión. (1)

En 2001, Lee y colaboradores usaron micro implantes para el tratamiento ortodóntico lingual, logrando recuperar los dientes anterosuperiores en bloque en 16 meses. En 2002, Bae y colaboradores demostraron que los micro implantes de 1,2 mm son efectivos para retraer en masa los dientes anteriores superiores. (1)

Los tornillos utilizados temporalmente en estructuras Oseas, principalmente como anclajes en los tratamientos de Ortodoncia son conocidos por diferentes nombres como micro tornillos, mini implantes, pircing, mecanismos de anclaje temporal, anclaje esquelético, dispositivos de anclaje temporal (DAT). Pero el término más usado internacionalmente es el de mini implante. (11)

1.5 Marco teórico

1.5.6 Partes del DAT

Los DAT al igual que los implantes dentales se conforman por varias partes que van a tener una función específica.

Rosca, porción Endo ósea: Que es la parte activa que permite enroscar el tornillo en el hueso.

Cuello intramucoso, que tiene mayor o menor longitud y angulación para proteger la mucosa.

Cabeza, que es la parte que se observa cuando está colocado en la boca y tiene diferentes diseños. (11) (6)

Dependiendo del caso ortodóntico que se esté llevando es necesario tener en cuenta una serie de indicaciones y contraindicaciones antes de tomar la decisión de usarlos como parte del tratamiento. (11) (6)

1.5.7 Indicaciones

Se reconocen unas indicaciones generales, pacientes con requerimiento de anclaje máximo en casos en los que las fuerzas generadas, pueden producir efectos adversos, en pacientes que necesitan movimientos asimétricos de los dientes en diferentes planos del espacio y como alternativa a la cirugía ortognática en algunos casos. También encontramos Indicaciones específicas como la Impactación posterior, intrusión o extrusión de uno o varios dientes, retrusión de incisivos y caninos, cierre de espacios edéntulos, distalización, enderezamiento y mesialización molar. Otros autores señalan el uso en la fijación maxilomandibular intraoperatoria y la tracción elástica post operatoria, las principales indicaciones son: individuos con necesidad de anclaje máximo, personas no colaboradores y pacientes con necesidad de movimientos dentarios considerados difíciles o complejos para realizarse con los métodos de anclaje tradicionales. (11)

1.5.8 Complicaciones

Es importante realizar un buen diagnóstico, pronóstico y tratamiento del paciente, así mismo tener claros los conocimientos del caso a seguir para lograr la mayor tasa de éxito. Además, al tener pericia con la técnica de anclaje y sus aditamentos las complicaciones serán menos probable de presentarse o serán solucionadas de manera rápida y efectiva.(11)

Algunas de las complicaciones que más se reportan son: fractura del tornillo, daño en estructuras anatómicas, generalmente en raíces, mucositis y periimplantitis. (11)

Estas se pueden presentar en diferentes momentos:

Durante la inserción: surge una falta de estabilidad debido al grosor insuficiente de las corticales. Si los DAT se Insertan en el ligamento periodontal o en las raíces hay que retirarlos y volverlos a insertar. (11)

Durante el período de carga: la estabilidad del DAT se puede deteriorar debido a la inflamación o remodelado óseo local. Por lo tanto, es importante que el paciente mantenga una buena higiene oral para prevenir la inflamación de los tejidos alrededor del DAT, además se puede presentar hipertrofia en la mucosa adyacente, se puede producir que el DAT sea cubierto por mucosa oral. (11)

Durante la remoción: En esta fase es posible encontrar dificultades para extraer el DAT, en tal situación se puede utilizar un destornillador. Si ocurriera la fractura del DAT durante la extracción será necesario realizar un colgajo y osteotomía. (11)

Principio del formulario

Es importante comprender que el uso de los DAT no es aplicable en todos los tratamientos de ortodoncia y no todos los pacientes son adecuados para someterse a un procedimiento quirúrgico, por lo tanto, es necesario conocer las contraindicaciones:

No se recomiendan tratamientos quirúrgicos en pacientes con las siguientes condiciones: neoplasias de los maxilares, pacientes sometidos a radioterapia,

Personas con volumen óseo insuficiente, poco colaboradores, mala higiene oral, problemas periodontales y aquellos que tiene dificultad al momento de recibir instrucciones y que puede afectar la tasa de éxito del DAT. (12)

1.5.9 Desventajas de los DAT

Existen pocas desventajas reportadas para el uso de los DAT. Entre de ellas se encuentra el riesgo de infección en los anclajes de tipo transmucoso. Además, cuando se localiza en la zona de la cresta infra cigomática existe la posibilidad de perforar el seno maxilar. Y en el caso de un procedimiento quirúrgico existe el riesgo de lesionar nervios y raíces dentales. Los DAT pueden resistir fuerzas ortodónticas entre 200 y 300 g, esto dependiendo de la calidad y cantidad de hueso y el movimiento ortodóntico deseado se pueden aplicar fuerzas entre los 50 y 200 g a los DAT. (12)

1.5.10 Tipos de DAT

Existen dos tipos de DAT: los que requieren pre-perforación y los autorroscantes, que se colocan directamente en el sitio sin necesidad de hacer un agujero previo. Estos tipos de DAT se mantienen en su lugar por retención mecánica sin depender de la integración ósea. Los DAT autorroscantes presentan menos movilidad y un mayor contacto entre hueso e implante a comparación de los ya perforados, Estos pueden resultar en una alta estabilidad inicial ya que provocan menos daño óseo en comparación con aquellas que requieren de perforación. (13)

Las ventajas de los DAT sin perforación previa incluyen niveles superiores de conservación del hueso y un mayor contacto hueso-implante. Estas características

pueden reducir la movilidad de los tornillos bajo la carga de ortodoncia temprana, lo que proporciona mayor estabilidad. A diferencia de los que requieren una perforación previa en los que se puede dar lugar a una lesión tisular ósea inducida. (13)

Los DAT pueden ser utilizados de forma directa o indirecta. En el método directo el sistema es sometido a carga ortodóntica y de manera indirecta el sistema es fijado a dientes o con el arco y de esta manera la fuerza trabaja a través de estos aparatos. (14) (15)

1.5.11 Tipos de Anclaje.

Anclaje Directo: Aplica una fuerza única y directa desde el DAT, puede ser generada mediante elastómeros o resortes cerrados de Ni Ti, esta fuerza es ideal para lograr movimiento intrusivo. Sin embargo, puede producir inclinación no controlada y por lo que es importante la inclinación axial de los incisivos y el posicionamiento deseado.

La colocación del Mini implante debe ser entre los incisivos centrales para este objetivo. Si se desea intruir los seis dientes anteriores, los DAT deben ubicarse mesial o distalmente a los caninos. Para intruir los molares, los DAT deben colocarse tanto en la región vestibular como palatina. Si se desea aumentar el vector de retracción al realizar ambos movimientos simultáneamente, también se debe considerar esta ubicación (16)

Anclaje Indirecto. Este tipo de anclaje es efectivo para mejorar la eficiencia de los arcos de intrusión y de los sistemas de arco continuo al controlar las fuerzas de

reacción y sus efectos secundarios. Consiste en la fabricación de alambre (0,016 x 0,022) de acero, diseñado para unir el implante a los dientes de anclaje a manera de férula, evitando el movimiento extrusivo del anclaje. (16)

1.5.12 Factores De Estabilidad

La estabilidad primaria de los DAT hace referencia a la estabilidad mecánica alcanzada durante el proceso de inserción. Esta estabilidad está determinada por factores como la calidad y la madurez del hueso, el grosor de la cortical, las micro vibraciones durante la inserción y el proceso de desinserción del destornillador y el método de carga. Se fundamenta en el contacto que existe entre el hueso y la superficie del DAT. (15)

La estabilidad primaria de los DAT es alta inicialmente, pero va a disminuir con el tiempo. La calidad del hueso también desempeña un papel importante en esta estabilidad. Se han identificado cuatro tipos de hueso: Tipo I, Tipo II, Tipo III y Tipo IV. Los primeros tres tipos presentan una buena estabilidad primaria, mientras que el Tipo IV, caracterizado por una cortical delgada y un núcleo esponjoso de baja densidad produciendo un mayor riesgo de falla del DAT. (15)

Depende de varios factores:

Tiempo de aplicación de la fuerza / carga Principio del formulario

Algunos autores argumentan que la carga inmediata desestabiliza los DAT y aumentar el riesgo de fallas, mientras que otros sostienen que se puede aplicar sin afectar la estabilidad. Se ha sugerido que la carga inmediata puede tener un efecto

positivo en el hueso y la densidad celular en las áreas cercanas a los implantes, lo que indica un efecto protector. Sin embargo, otro estudio no encontró diferencias en términos de formación ósea, contacto hueso-implante y densidad ósea entre la aplicación, lo que resulta una hipótesis contradictoria (17)

1.5.13 Tamaño De Los DAT

Se han realizado varios estudios que investigan la relación entre el diámetro y la longitud de los DAT. Se ha observado que el diámetro del tornillo está relacionado con la tasa de éxito. Según estudios previos los DAT con diámetro de 2 mm y longitud de 9,82 mm, nivel de 0,75 mm dan una mejor estabilidad y resistencia. Los DAT más largos ofrecen un mayor anclaje mecánico, lo que puede significar una mejor estabilidad, pero además pueden provocar microdaños. A pesar de estas complicaciones presentan la ventaja de distribuir las fuerzas sobre áreas más extensas de hueso permitiendo una mejor distribución de la carga. No obstante, el DAT más largo ubicado en zona posterior tiene dificultades con la retracción de la mejilla. (17)

El diseño de la rosca de los DAT puede variar en términos de intensidad, profundidad y forma. Se ha sugerido que los DAT con una rosca invertida ofrecen una mayor estabilidad en comparación con aquellos que tienen roscas redondas o trapezoidales. (17)

1.5.14 Aplicaciones Clínicas.

Cierre de Espacios y Anclaje.

En pacientes que requieren extracciones o cierre de espacios, es vital considerar la interacción entre los dientes anteriores y posteriores. Los dientes anteriores provocan una fuerza recíproca en los dientes posteriores, con una magnitud similar, pero en dirección opuesta. (4) (18)

Por lo tanto, el uso de DAT proporciona beneficios significativos. No solo mejora la biomecánica del tratamiento, sino que también controla los movimientos anteroposteriores y verticales de los dientes anteriores y posteriores, gracias a su capacidad para transmitir fuerza cerca del centro de resistencia. (4) (18)

En ortodoncia, se han empleado tanto aparatos extraorales como intraorales para garantizar un buen anclaje. La diferencia fundamental entre ambos tipos de anclaje radica principalmente en el nivel de colaboración que requiere el paciente. Los aparatos de tracción alta, que son utilizados en el anclaje extraoral, dependen en gran medida de la colaboración del paciente, lo que puede llevar a una tasa de fracaso más alta en comparación con los DAT, reduciendo así los efectos adversos. (4) (18)

Intrusión

En el tratamiento de la intrusión dental, se han empleado métodos convencionales como la curva de Spee invertida, el arco de intrusión de tres piezas y el arco utilitario. Aunque estos métodos pueden lograr la intrusión deseada, también se producen efectos no deseados, como la pro-inclinación de los incisivos durante la intrusión, que son inevitables. (4) (19)

En el caso de la intrusión dental con DAT, se emplean dos enfoques. En el método directo, el DAT se coloca directamente en el diente que se desea instruir y la intrusión se realiza mediante el uso de elásticos. En el enfoque indirecto, el DAT se posiciona en dientes adyacentes, y la intrusión se realiza simultáneamente con los arcos. Estos enfoques con DAT dan ventajas en comparación con los métodos convencionales, y disminuyen los efectos colaterales no deseados. (4) (19)

Distalización molar.

Los aparatos extraorales han sido utilizados para la distalización de los molares, pero su eficacia depende de la colaboración del paciente. Se han desarrollado dispositivos como el péndulo para reducir esta dependencia, aunque presentan desventajas como la disminución de anclaje, aumento del overjet, intrusión con distalización y rotación de la mandíbula. Los DAT son más efectivos y controlados. Si los molares de una misma arcada tienen espacios diferentes, el DAT se posicionará más cerca del molar que se desea distalizar.(4) (20)

La literatura científica establece que el uso de DAT para distalización de molares no produce efectos indeseados. Sin embargo, es importante destacar que el proceso de distalización debe ser tratado por un especialista. (20)

1.5.15 Tipos De Cabezas

La cabeza de los DAT juega un papel fundamental en su estabilidad y eficacia. Existen diferentes diseños, como el diseño de cabeza, superficie, tamaño y tipo de conexión. En cuanto al diseño de la cabeza del DAT, puede variar en forma y tamaño. Algunos diseños incluyen cabezas redondas, cuadradas, hexagonales.

Este diseño influye en la distribución de la carga y en la resistencia del implante.

(21) (1)

se ha establecido la siguiente clasificación para los tipos de cabeza

Cabeza pequeña: Se utiliza en las encías adheridas del maxilar y la mandíbula, así como en el paladar.

Sin cabeza: Se emplea en la mucosa móvil del maxilar y la mandíbula.

Cabeza larga: Se coloca en el límite entre la encía adherida y la encía libre mandibular.

Cabeza circular: Se utiliza en la encía adherida del maxilar y en el paladar.

Cabeza para fijación: Se coloca en la zona vestibular del maxilar y la mandíbula para la fijación intermaxilar, así como en el paladar y la sutura palatina.

Cabeza con forma de Brackets: Se utiliza en la encía adherida del maxilar y la mandíbula, así como en el paladar.

Se han creados dos tipos de tornillos para este último caso, los cuales se diferencian en la dirección de inserción. El tornillo con espira hacia la izquierda se gira en sentido antihorario, mientras que el tornillo con espira hacia la derecha se gira en sentido horario durante su inserción. (21)

1.5.16 Métodos

Método abierto: La cabeza del tornillo sobresale completamente y debe ser utilizado en la encía adherida. (21)

Método cerrado: El tornillo se encuentra submucoso. Cuando se inserta por el método abierto en la encía libre, quedará cubierto por la mucosa (21)

1.5.17 Elementos finitos.

El método de elementos finitos (FEM) es un método matemático para el análisis de deformación y esfuerzo, mediante la construcción computacional de objetos geométricos altamente complejos. (9)

De acuerdo con Cook et al., los elementos finitos individuales pueden ser concebidos como diminutas porciones de una estructura más amplia. Cada FEM la conexión en puntos específicos conocidos como nodos. La disposición particular de estos elementos se denomina malla. (22)

Desde el punto de vista numérico, una malla de elementos finitos se representa mediante un sistema de ecuaciones algebraicas que deben resolverse para determinar las incógnitas en los nodos. (22)

Es una valiosa herramienta de investigación moderna para los ortodoncistas. Cuando se evalúa mediante análisis de elementos finitos, ya que permite evaluar la distribución y trayectoria de los esfuerzos, lo que puede explicar cómo se ve afectado el comportamiento biológico y así comprender los resultados clínicos obtenidos, lo cual es un método útil para evaluar la biomecánica de las diferentes opciones de comportamiento de los DTA. (9)

El concepto de FEM tuvo sus raíces en la década de 1940, impulsado por los avances en la ingeniería aeronáutica. Su introducción se realizó con el propósito de

abordar el análisis de tensiones en estructuras de naturaleza compleja. La base matemática del método se consolidó en las décadas de 1940 y 1950. (7)

FEM fue desarrollado por R. Courant a principios de 1943 y consiste en un modelo computacional (23)

Aplicaciones de los elementos finitos

El método de FEM es ampliamente utilizado en todas las ingenierías. Los campos de la ingeniería aeroespacial, automotriz, biomédica, geotécnica, eléctrica, hidráulica y nuclear se han convertido en el estándar en el uso del análisis de FEM. En la actualidad, el FEM se utiliza en el campo médico para evaluar el sistema musculo esquelético, procesos de remodelación y osificación, la biomecánica del esqueleto y la morfología funcional.

Los FEM facilita una evaluación exhaustiva de estructuras complejas en un entorno informático a través de la creación de modelos tridimensionales de dichas estructuras. El FEM representa un enfoque numérico y se emplea para analizar estructuras. Se apoya en un modelo computacional que simula un diseño específico, sometido a tensiones y dejando un análisis para la obtención de resultados específicos. (9) (7)

Aplicaciones en odontología.

Esta aplicación se enfoca en la interacción entre la tensión y la deformación de los tejidos periodontales, así como en los fenómenos de contacto que se manifiestan

en las estructuras dentales. Estos resultan de afrontar a través de los modelos estáticos lineales tradicionales. (9) (23)

El FEM encuentra aplicabilidad en diversas ramas de la odontología. Por lo tanto, es útil examinar el desplazamiento de los dientes en el ámbito de la ortodoncia, analizar las fuerzas ortopédicas relacionadas con la estructura craneofacial y estudiar las cargas mecánicas que inciden sobre los DAT. (9) (23)

Los estudios con FEM permiten predecir el efecto de la tensión en el DAT y en la estructura ósea, Esto se presenta como un enfoque numérico para resolver problemas concretos, permitiendo describir el comportamiento de cada componente de manera simplificada. Posteriormente, estos elementos se reintegrarán a través de puntos nodales o nodos interconectores Usando funciones asociativas como la tensión, deformación, desplazamiento y comportamiento mecánico. (9)

Aplicaciones En ortodoncia

Dentro del ámbito de la ortodoncia, se logra al aplicar sistemas de fuerza que darán lugar a movimiento en los tejidos periodontales. (9)

En ortodoncia, el desplazamiento de los dientes se realiza mediante un sistema de fuerza que incita a una respuesta celular que con lleva a la reabsorción y aposición del hueso alveolar dando como fin el desplazamiento del diente. El análisis de elementos finitos emerge como el método más avanzado y fiable para estudiar estas respuestas dentales. Dado que se trata de un método de análisis basado en números, es posible una detección precisa de tensiones y movimientos. (9)

En la actualidad, el método más prevalente en biomecánica es el Método de Elementos Finitos. Este enfoque tiene una amplia aplicabilidad, produce beneficios en el ámbito de la ortodoncia por diversas razones.

Modelamiento Del Complejo Craneofacial

Según Moss et al, el FEM permite el análisis del cráneo una escala significativamente más fina, era viable debido a la consideración de que la estructura craneal está compuesta por un número considerablemente amplio de elementos finitos contiguos. se posiciona como una técnica morfométrica sumamente sensible. Esta metodología tiene la capacidad de estimar los cambios en la forma de la estructura examinada en todas las direcciones y en cada punto de referencia. Esta capacidad, que no está al alcance del análisis cefalométrico convencional, destaca la utilidad única del FEM en la evaluación detallada de la morfología craneal. (22)

Ventajas y limitaciones De Los Elementos Finitos.

El uso del FEM evita la necesidad de involucrar personal humano y asegura una estandarización óptima, identificando áreas críticas de tensión y desplazamiento. (9)

La integración del diseño con CAD/CAM (mecanizado asistido por computadora) agiliza el proceso. Esto resulta en una mejor eficiencia temporal y económica. Aunque el FEM puede reducir la dependencia de pruebas de laboratorio, brinda soluciones rápidas con una lógica y precisión razonables. (9) (24)

Una limitación está relacionada con la ausencia de una base experimental sólida. Además, el uso del FEM demanda habilidades especializadas en el proceso de modelado y un entendimiento detallado de las características de los materiales, las cargas aplicadas y las condiciones de contorno. Por lo tanto, los resultados deben ser interpretados con extrema cautela. (9)

Su aplicación requiere una cuidadosa evaluación de sus limitaciones intrínsecas para asegurar que los resultados obtenidos sean interpretados con la debida precaución. (9) (24)

El Método de FEM ofrece una nueva perspectiva de investigación que permite a los ortodoncistas analizar diversos aspectos con una inversión reducida de tiempo, recursos financieros, modelos de estudio en animales y experimentación. Aunque el FEM no replica con precisión las complejidades de las estructuras biológicas, sí posibilita el estudio de algunas de sus propiedades físicas relevantes. Esta metodología cobra una importancia particular en el ámbito de la ortodoncia, donde las fuerzas y tensiones son elementos centrales en la comprensión. (22) (25)

1.6 Objetivos.

1.6.6 General

- Evaluar el comportamiento biomecánico de un DAT con múltiples y dobles perforaciones a través de simulaciones con estudio de elementos finitos

1.6.7 Específicos

- Identificar deformación y el esfuerzo en el sistema elástico, en el DAT y en el hueso cortical y trabecular en el momento de la activación del DAT con múltiples perforaciones en sentido ocluso gingival
- Identificar deformación y esfuerzo en el sistema elástico, en el DAT y en el hueso cortical y trabecular en el momento de la activación del DAT con doble perforación ubicado en sentido ocluso gingival.
- Identificar deformación y esfuerzo en sistema elástico, en el DAT y en el hueso cortical y trabecular en el momento de la activación del DAT con múltiples perforaciones ubicado sentido vestíbulo lingual.
- Identificar deformación y esfuerzo en el sistema elástico, en el DAT y en el hueso cortical y trabecular en el momento de la activación del DAT con doble perforación, ubicado en sentido vestíbulo lingual.
- comparar la deformación y el esfuerzo en el sistema elástico, DAT y el hueso cortical y trabecular, tanto en sentido ocluso gingival como vestíbulo lingual en el momento de la activación del DAT múltiples perforaciones y con doble perforación.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 Tipo de estudio: observacional a través de modelo matemático

2.2 Objeto De Estudio: comportamiento biomecánico de DAT con múltiples perforaciones y con doble perforación convencional.

2.3 Población De Estudio: DAT múltiples y doble perforación, tomografía, sistema elástico, hueso cortical y trabecular por medio de FEM.

2.4 Unidad De Observación

Para efectos del estudio se utilizarán las siguientes variables.

Unidades observacionales y descripción de variables.

VARIABLE	DEFINICIÓN	NATURALEZA	TIPO DE VARIABLE	OPERACIONALIZACIÓN	ESCALA DE MEDICIÓN	INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN
Esfuerzo	se refiere a las fuerzas internas por unidad de área que actúan dentro de los elementos discretos en los que se divide un objeto o estructura, y es fundamental para comprender su Comportamiento	Cuantitativa	Dependiente	Megapascal	razón	Modelados geométricamente en 3D por medio de Auto CAD y procesados posteriormente en Software de elementos finitos (ANSYS)
Deformación	cambio que sufre un cuerpo o cosa tras haberle aplicado una serie de fuerzas	cuantitativa	Dependiente	milímetros	razón	Modelados geométricamente en 3D por medio de Auto CAD y procesados posteriormente

	externas, como tensión o compresión					te en Software de elementos finitos (ANSYS)
Activación con sistema elástico	Aplicación de cargas para simular los movimientos	cualitativa	Dependiente	gramos	razón	Modelados geométricamente en 3D por medio de Auto CAD y procesados posteriormente en Software de elementos finitos (ANSYS)
Fuerza	es un fenómeno que modifica el movimiento de un cuerpo o bien lo deforma. Las fuerzas pueden representarse mediante vectores.	Cuantitativa	Independiente	gramos	razón	Modelados geométricamente en 3D por medio de Auto CAD y procesados posteriormente en Software de elementos finitos (ANSYS)
DAT de múltiples y doble perforación	Dispositivo de anclaje con múltiples y doble perforaciones	Cualitativa	Independiente	Diseño de cabeza con múltiples Perforaciones Diseño de cabeza con doble perforación	Nominal dicotómica	Modelados geométricamente en 3D por medio de Auto CAD y procesados posteriormente en Software de elementos finitos (ANSYS)

Nota: Elaboración propia.

2.5 Muestra: Tomografía de paciente.

2.6 Criterios De Elegibilidad

2.6.1 Criterios de Inclusión.

- tomografía computarizada de haz de cono (CBCT) de un paciente que presente Ausencia dental
- Paciente de 18 a 40 años
- Paciente seleccionado para la tomografía sistémicamente sano

2.6.2 Criterios De Exclusión.

Enfermedad periodontal

Raíces de dientes a modelar (molares) con alteraciones radiculares

Dientes con alteración de forma (macrodoncia, microdoncia, fusión, geminación)

2.7 Procedimiento.

El modelamiento se divide en tres fases: preprocesamiento, resolución automática de ecuaciones, y posprocesamiento.

La primera fase ,el preprocesamiento, inicia con la selección de la tomografía del paciente para su uso en el modelado. A partir de esta, se genera el modelo de elementos finitos (FEM) del complejo craneofacial. Posteriormente, se realiza la reconstrucción en 3D de los dispositivos de anclaje temporal (DAT) con múltiples perforaciones [\(Figura 1\)](#) y [\(Figura 3\)](#) y del DAT con doble perforación [\(Figura 2 \)](#) y

(Figura 4). La reconstrucción de las estructuras anatómicas, incluyendo ligamentos , piezas dentales, hueso cortical, hueso trabecular y ligamentos, se lleva a cabo utilizando el software 3D-Doctor, para luego ser procesada en SolidWorks.

Los dos tipos de DAT se insertaron en dos posiciones diferentes: la primera en el sentido ocluso gingival (posición vertical) y la segunda en el sentido vestíbulo lingual (posición horizontal) y luego se realizaron fotos de los Brackets Mbt slot 0,22 *0,28 , tubos, ligadura y el arco 0,17 *0, 25 y se reconstruye por medio de dibujos en el programa SOLIDWORKS ,se determinan las alturas correspondientes para el cementado de los brackets previa supervisión del evaluador una vez aprobado, el modelo se transfirió al programa ANSYS Workbench para su análisis.

A continuación, se modelan y ensamblan los brackets, arcos, tubos, auxiliar del hook y se realiza el posicionamiento del sistema elástico y del hook auxiliar en el DAT. En SolidWorks, se realiza el ensamblaje de todos estos elementos junto con la tomografía, asegurando la correcta disposición y orientación de cada pieza.

Posteriormente, los datos del modelo son transferidos a ANSYS Workbench, donde se definen las propiedades de los materiales (tabla 6), las condiciones de frontera, la magnitud y Se aplicaron cargas de 100 gr simulando el movimiento ortodóntico. Además, se lleva a cabo la discretización del modelo para su análisis. En la segunda fase, se resuelven las ecuaciones algebraicas automáticamente con la ayuda del ANSYS WORKBENCH. la última etapa del programa incluye el análisis de la

deformaciones y esfuerzos de Von mises y se realiza la recolección y tabulación de los datos.

En la tercera fase configura la carga y se procede a la interpretación de los resultados. El proceso concluye con la mención de conclusiones y la presentación final del trabajo de investigación.

2.8 Aspectos Éticos

Conforme a la Resolución No 008430 del 4 de noviembre de 1993, y en cumplimiento con los criterios mencionados en el Título II, capítulo 1, Art.6 y Art. 11 de dicha resolución que establece las pautas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud, se determina que el estudio que se lleva a cabo es clasificado sin riesgo. El presente estudio adopta un diseño observacional mediante un modelo matemático y no implica intervención alguna en individuos. La CBCT usada para el modelado matemático fue seleccionada de historias clínicas donde se requirió como parte de los exámenes diagnósticos.

2.8.1 Consentimiento informado.

En esta investigación se utilizó una CBCT seleccionada de los registros de historias clínicas donde se requiriera dicho examen como parte del diagnóstico, los registros de los pacientes que se usaron sin consentimiento explícito en el momento de la toma de la imagen se garantizó que los datos fueran anonimizados sin compromiso de la confidencialidad del paciente.

2.8.2 Confidencialidad

Los datos recolectados de la historia clínica seleccionada se preservaron teniendo en cuenta la habeas data, removiendo datos como nombre, fecha de nacimiento, registro médico y cualquier información identificable. Los datos fueron codificados y el acceso al registro original se restringió a los investigadores autorizados únicamente para evitar el uso indebido de los datos del participante. Los investigadores se aseguraron de que el examen seleccionado de las historias clínicas se encontraba justificados como medio diagnóstico para el tratamiento del paciente.

La investigación puede implicar la recopilación de datos y esos datos, si se revelan a terceros, pueden causar perjuicio o aflicción. Por consiguiente, los investigadores deben adoptar medidas para proteger la confidencialidad de dichos datos, por ejemplo, omitiendo información que pudiese traducirse en la identificación de personas determinadas, o limitando el acceso a los datos, o por otros medios.

3. RESULTADOS.

Se realizó un análisis comparativo de la deformación y los esfuerzos entre un DAT con múltiples perforaciones y un DAT de dos perforaciones por medio de FEM en los conjuntos C1, C2, C3, C4. [\(Tabla 1\)](#)

En el análisis de la deformación para los modelos C1 y C2, se determinó que, en el modelo C2, el DAT con doble perforación en sentido vertical presentó una mayor deformación en el DAT y el tubo, en comparación con C1. Sin embargo, las diferencias observadas entre los dos diseños no fueron significativas. En contraste, el modelo C1, con perforaciones múltiples en posición vertical, presenta mayores deformaciones en la unión de la ligadura con el tubo en comparación con C2. Sin embargo, las diferencias observadas no fueron significativas, excepto en la unión de la ligadura con el DAT en C1, donde se observa una deformación considerable.

(Tabla 2)

El análisis comparativo de las deformaciones entre los modelos C3 y C4 en posición horizontal determinó que el modelo C3, con Múltiples perforaciones posición horizontal, presentó mayor deformación en la unión de la ligadura con el tubo y el tubo, mientras que el modelo C4 registró mayores deformaciones en el DAT y la unión de la ligadura con el DAT. Sin embargo, las diferencias no fueron significativas en las zonas evaluadas, lo que indica que ambos diseños tienen un comportamiento similar: (Tabla 2)

El análisis comparativo de los esfuerzos entre los modelos C1 y C2 determinó que el modelo C2, DAT con doble perforación en posición vertical, presentó mayores esfuerzos en el DAT, en la unión de la ligadura con el DAT y en la unión de la ligadura con el tubo, en comparación con el modelo C1, DAT con múltiples perforaciones en la misma dirección, mostrando diferencias significativas, sin embargo, a nivel del tubo, no se observarán diferencias. (tabla3)

El análisis comparativo de los esfuerzos entre los modelos C3 y C4 determinó que el modelo C4, DAT con doble perforación en sentido horizontal, presentó mayores esfuerzos en la unión de la ligadura con el DAT y en la unión de la ligadura con el tubo, en comparación a C3. Mientras que el modelo C3, DAT con múltiples perforaciones en el mismo sentido, presentó mayores esfuerzos en el DAT en comparación a C4. a nivel del tubo, no se observaron diferencias. ([tabla3](#))

En el análisis de deformación a nivel óseo tanto para el hueso cortical como trabecular, la comparación entre los modelos C1 y C2 determinó que el modelo C2, con doble perforación en sentido vertical, mostró mayor deformación en el hueso cortical y menor deformación en el hueso trabecular. Sin embargo, estas diferencias no fueron significativas, indicando un comportamiento similar. ([Tabla 4](#))

El análisis de deformación a nivel óseo tanto en el hueso cortical y trabecular entre los modelos C3 y C4 determinó que el modelo C3, DAT con múltiples perforaciones en sentido horizontal, presentó mayor deformación en ambos tipos de hueso en comparación con el modelo C4, con doble perforación en sentido horizontal, las diferencias son mínimas, indicando un comportamiento similar. ([Tabla 4](#))

Los esfuerzos a nivel óseo, tanto en el hueso cortical como en el trabecular, se observó que los esfuerzos en el modelo C2 fueron menores en comparación con el modelo C1. Asimismo, en el modelo C4, los esfuerzos en el hueso trabecular y cortical resultaron menores en comparación con el modelo C3. Las diferencias fueron mínimas sugiriendo un comportamiento similar de los cuatro conjuntos C1, C2, C3, C4([Tabla 5](#))

4. DISCUSIÓN

Este estudio, evaluó el comportamiento biomecánico de un DAT con múltiples perforaciones comparado con un DAT convencional de dos perforaciones ubicado en zona posterior mandibular, por medio de FEM. Se evaluaron las diferentes geometrías de cabezas de los DAT y sus posiciones, considerando aspectos como: DAT, unión de la ligadura con el DAT, tubo, unión de la ligadura con el tubo, hueso cortical y hueso trabecular de los conjuntos C1, C2, C3, C4. Comparativamente los autores Arquib et al. (26) y Miyawaki S et al (2003) (27) hacen referencia al éxito de los DAT indicando que varían según su ubicación. La región interradicular maxilar y mandibular es un sitio frecuente para su colocación debido a la facilidad para la aplicación de fuerzas ortodóncicas. Sin embargo, los DAT ubicados en la zona posterior presentan un índice de fracaso elevado, que oscila entre el 20 % y el 29 %, en esta zona específica. Diversos factores pueden afectar el éxito del DAT en esta zona posterior, como el grosor de las tablas óseas, la inflamación de los tejidos periimplantarios y las características de las estructuras óseas, aumentando significativamente la probabilidad de fracaso. (26) (27)

En este estudio, se implementó un sistema coordinado de fuerzas de 100 gramos para todas las simulaciones, replicando la carga óptima para aplicar fuerzas ortodóncicas con dispositivos de anclaje temporal. Esta elección está respaldada por un estudio realizado por Giraldo et al,(28) en el que las fuerzas óptimas para el anclaje esquelético deben estar entre 50 y 200 gramos. Para ello, desarrollaron un modelo matemático que simula el remodelado óseo bajo estímulos mecánicos,

permitiendo determinar las curvas de esfuerzo crítico que pueden provocar reabsorción ósea y confirmando que dicho rango de fuerzas es el más adecuado.

(28)

El análisis comparativo entre los modelos C2, C3 y C4 en cuanto a la mayor deformación de la ligadura sugirió un comportamiento similar, excepto en el modelo C1, con múltiples perforaciones en posición vertical, puesto que presentó mayor deformación en la zona de la unión de la ligadura con el DAT [\(Gráfico 1\)](#). Esto coincide con respecto a la deformación de la ligadura en la investigación realizada por Jara et al (29) donde se observó un punto de quiebre en la ligadura metálica alcanzando su punto de ruptura a 7,639 gramos (74N), lo que la hace más susceptible a fracaso en la zona de la unión de la ligadura con el DAT, estos hallazgos resaltan la importancia de la geometría de la cabeza y la posición del DAT.

El análisis comparativo de los esfuerzos entre los modelos C1, C2 y C3, C4 revela diferencias [\(Gráfica 2\)](#). El modelo C2, con doble perforación posición vertical, presentó mayores esfuerzos que C1 De manera similar el modelo C4, DAT con doble perforación en posición horizontal presentó mayores esfuerzos que C3, DAT con múltiples perforaciones en posición horizontal, Esto sugiere que los modelo C2 de doble perforación vertical y C4 de doble perforación horizontal podrían tener un mayor riesgo de fallos y una mayor probabilidad de fracturas. La anterior diferencia esta posiblemente relacionada con variaciones en la geometría de la cabeza del DAT, ya que se comportaron mejor los DAT de múltiples perforaciones. ; Samet

et al.(30)en su investigación, analizaron mediante FEM cinco diseños de cabezas de DAT: cruz, hongo, botón, bracket y con agujero observando resultados del análisis de esfuerzos mostraron que los DAT con cabeza en forma de botón presentaban los esfuerzos más altos, mientras que los esfuerzos más bajos se observaban en las cabezas con forma de bracket. Por lo tanto, la geometría y el área de contacto influyen en la distribución de tensiones. Las cabezas con diseños con botón concentran tensiones en áreas pequeñas, aumentando el riesgo de esfuerzo y fallos. En contraste, las cabezas más amplias, como las de forma de Bracket, distribuyen mejor las tensiones, disminuyendo la probabilidad de fallos.

(30)

Por otro lado Choi , et al. En el 2021(8), realizaron un estudio de FEM con el propósito de analizar la posición del orificio de la cabeza del DAT, uno con orificio ubicado de manera céntrica y otro con orificio en posición excéntrica, dando como resultado que la posición excéntrica daba mejores resultados demostrando que la geometría de la cabeza del DAT influye su activación y resistencia, corroborando la importancia de los diferentes diseños de cabezas de DAT.

La distribución de la deformación en C1 y C2, C3 y C4 en el hueso cortical y trabecular no muestran diferencias entre los DAT lo cual sugiere que el comportamiento de ambos modelos es similar tanto el de múltiples perforaciones como el de doble perforación [\(Gráfico 3\).](#)

La distribución de los esfuerzos en el hueso cortical y trabecular no muestran diferencias entre los DAT con doble y múltiple perforación.

Aunque no se observaron grandes diferencias entre los dos modelos [\(Gráfica 4 \)](#), se evidenció una leve deformación más alta entre C2 y C3 en el hueso cortical, aunque mínima esto podría deberse a la mayor densidad ósea. Esta característica puede generar mayores tensiones, aumentando el riesgo de microfracturas si las fuerzas aplicadas son excesivas. Benissa et al (31) respalda esta afirmación en donde refiere que la alta concentración de tensiones en el hueso cortical se debe a la diferencia en el módulo de elasticidad. El hueso trabecular es menos denso absorbe mejor las cargas por su estructura esponjosa puede ser más beneficioso en términos de evitar desgastes del hueso cortical. Esto puede indicar la importancia de considerar la orientación del DAT al momento de planificar su colocación, ya que una orientación inadecuada podría concentrar las cargas en áreas críticas del hueso, afectando la estabilidad del DAT y la integridad ósea a largo plazo

5. CONCLUSIONES.

El análisis comparativo entre los modelos en posición horizontal (C3 y C4) y los modelos en posición vertical (C1 y C2) evidencia que la disposición horizontal del DAT presenta un comportamiento biomecánico más favorable. Esta posición mejora la distribución de las fuerzas aplicadas, reduciendo los esfuerzos en comparación con la disposición vertical. Por lo tanto, la posición horizontal del DAT debe considerarse como un factor clave en el diseño y aplicación clínica para optimizar la respuesta biomecánica y la eficacia del tratamiento ortodóntico.

El diseño de cabeza múltiple por su geometría en comparación con el de doble perforación y su comportamiento biomecánico, sugiere una optimización en

momento de la activación en zonas de difícil acceso por su facilidad en la inserción de la ligadura sin necesidad de tener una visión directa.

6. RECOMENDACIÓN

Realizar un estudio comparativo con un DAT de doble perforación y un DAT de múltiple perforación en zonas de difícil acceso.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Vital Benavides O, Cruz S, Chang P. Microimplantes, una nueva opción en el tratamiento de. Vol. 63, Ortodoncia. Odontología Vital. 2016.
2. Gretel rivas pérez   M, M pérez, MP. scientific and technical advances in orthodontics and its social impact. 2020;
3. Pérez Maria BM. Mini Implantes en Ortodoncia Revisión Bibliográfica. 2009;
4. Esequiel E. Rodriguez Yáñez RCAACNM. 1.001 Tips en ortodoncia y sus secretos . 2007.
5. Castro Angel. Comportamiento biomecánico de dos tipos de mini-implantes en el shelf mandibular : análisis de elementos finitos. 2018.
6. Joseph R, Ahmed N, Younus A A, Ranjan R Bhat K. Temporary anchorage devices in orthodontics: A review. IP Indian Journal of Orthodontics and Dentofacial Research. 2020 Nov 28;6(4):222–8.
7. Alkadhimi A, Al-Awadhi EA. Miniscrews for orthodontic anchorage: a review of available systems. J Orthod. 2018 Apr 3;45(2):102–14.
8. Choi JY, Kim MJ, Kim SH, Chung KR, Nelson G. Effect of different head hole position on the rotational resistance and stability of orthodontic miniscrews: A three-dimensional finite element study. Sensors. 2021 Jun 1;21(11).
9. Konda P, tarannum S. Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics [Internet]. Vol. 2012, Journal of Pharmaceutical and Biomedical Sciences (JPBMS). 2012. Available from: www.jpbms.info
10. Gil-Ramos LV, Maestre-Polanco VA, Herrera-Herrera A, Rebolledo-Cobos M. Factores que inciden sobre el éxito y/o fracaso de mini-implantes en ortodoncia: una revisión sistemática exploratoria. Duazary. 2022 Sep 19;19(3):229–42.
11. Michel Pérez García L, Garma Castillo Y. Mini implantes, una opción para el anclaje en Ortodoncia. Vol. 13, Sumario Gaceta Médica Espirituana. 2011.
12. Arismendi JA, Ocampo ZM, González FJ, Morales M. Mini implants as anchorage in orthodontics. Vol. 18, Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2006.
13. Tatiana Y, Vargas   . Mini -Implantes una nueva opción en el tratamiento de ortodoncia revisión de la literatura y presentación de caso clínico para optar al grado de maestría en ortodoncia. 2019.

14. Alan Edgardo Ortiz Arenas C. Aplicación directa e indirecta de los dispositivos de anclaje temporal (TAD's): Revisión bibliográfica. 2020.
15. Daniela Cadavid LDSCPHBR. Miniimplant stability in Orthodontics. Bone Biology and Biomechanics. Revista CES Odontología. 2014;
16. Emerson Yañez MAME. Mini implantes en maloclusiones verticales. 2016.
17. Andrea A, Lira S, Margarita C, Lira R. Revisión Bibliográfica Éxito de mini-implantes de carga inmediata o tardía ó es un factor de riesgo la carga inmediata en un mini-implante? [Internet]. Available from: www.imo.edu.mx
18. Amaya S, Navarrete G, Barrera JP, Godoy S, Prado E, Ramírez A. Effectiveness of temporary skeletal anchorage for space closure: A systematic review. Vol. 24, Rev.CES Odont. 2011.
19. O José Rubén Herrera-Atoche MC, Laura Beatriz Pérez-Traconis CD, Gabriel Eduardo Colomé-Ruiz CD, Eduardo Alexyhs Peñailillo-Palma CD, Bertha Arely Carrillo-Ávila CD. Intrusión de un molar superior con mini-implantes ortodónticos por motivos protésicos. Intrusion of an upper molar using orthodontic mini-implants for prosthetic purposes. Vol. 69, REVISTA ADM. 2012.
20. Habiaga GM, Mendoza CJ. Resolución de clase ii mordida profunda con distalamiento molar mini-implanto asistida reporte de caso clínico. Vol. 34. 2019.
21. Gutiérrez Labaye P HVRPGME dero CNBMA. Microtornillos: Una revisión Miniscrews: A revision. 2014.
22. P.M. Cattaneo* MD and BM. The Finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement [Internet]. 2005. Available from: <http://jdr.sagepub.com>
23. Lisiak-Myszke M, Marciniak D, Bieliński M, Sobczak H, Garbacewicz Ł, Drogoszevska B. Application of finite element analysis in oral and maxillofacial surgery-A literature review. Vol. 13, Materials. MDPI AG; 2020.
24. Juan M. Viaño Margarita Burguera JRFADRA y MACampo. Simulación numérica en odontología y ortodoncia. 2005;
25. Prabhu J, Cousley RRJ. Current products and practice: Bone anchorage devices in orthodontics. Vol. 33, Journal of Orthodontics. 2006. p. 288–307.
26. Arqub SA, Gandhi V, Mehta S, Palo L, Upadhyay M, Yadav S. Survival estimates and risk factors for failure of palatal and buccal mini-implants. Angle Orthod. 2021 Nov 1;91(6):756–63.

27. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003 Oct 1;124(4):373–8.
28. Giraldo VE*/Valencia MJ*/Vargas MS*/Veloza AL*/Jara L. Comparación entre dos tipos de mini-implantes, en maxilar inferior, por medio de análisis de elementos finitos. *Journal Odontológico Colegial*. 2010;
29. Jara L RJGLTEMPPM. *Journal Odontológico Colegial*. 2012 [cited 2025 Mar 18]. Comparison of the mechanical retention of traction force in two designs of orthodontic miniscrews. Available from: https://unicoceducomy.sharepoint.com/personal/biblioteca2_unicoc_edu_co/_layouts/15/onedrive.aspx?ct=1740325138983&or=OWA%2DNT%2DMail&ga=1&id=%2Fpersonal%2Fbiblioteca2%5Funicoc%5Fedu%5Fco%2FDocuments%2FTrabajos%20de%20grado%2FCOC%2FOrtodoncia
30. Çıklaçandır S, Kara GG, İşler Y. Investigation of Different Miniscrew Head Designs by Finite Element Analysis. *Turk J Orthod*. 2024 Jul 1;98–103.
31. Benaissa A, Merdji A, Bendjaballah MZ, Ngan P, Mukdadi OM. Stress influence on orthodontic system components under simulated treatment loadings. *Comput Methods Programs Biomed*. 2020 Oct 1;195.

TABLAS

Tabla 1. Modelos de DAT según perforación y orientación.

MODELO 1		MODELO 2	
C1	C2	C3	C4
Múltiples perforaciones en sentido ocluso-gingival posición vertical.	Doble perforación en sentido ocluso-gingival posición vertical.	Múltiples perforaciones en sentido vestibulo lingual, posición horizontal.	Doble perforación en sentido vestibulo lingual, posición horizontal.

Elaboración propia.

Tabla 2: Valores de Deformación en los Modelos Evaluados(mm).

DEFORMACIÓN (mm)				
	C1	C2	C3	C4
DAT	1,40E-04	1,97E-04	3,35E-04	3,40E-04
UNIÓN DE LIGADURA CON EL DAT	6,91E-03	2,84E-02	3,10E-03	3,78E-03
TUBO	7,59E-02	7,60E-02	3,09E-02	2,90E-02
UNIÓN DE LA LIGADURA CON EL TUBO	9,49E-02	9,43E-02	3,79E-02	3,64E-02

Elaboración propia

Tabla 3: Valores de Esfuerzo en los Modelos Evaluados (MPa)

ESFUERZOS (MPa)				
	C1	C2	C3	C4
DAT	62,63	125,02	99,086	54,132
UNIÓN DE LIGADURA CON EL DAT	129,87	195,17	120,39	134,1
TUBO	136,52	134,63	64,885	60,553
UNIÓN DE LA LIGADURA CON EL TUBO	272,48	321,56	99,467	118,2

Elaboración propia

Tabla 4: Valores de Deformación Ósea en Hueso Cortical y Trabecular (mm)

DEFORMACIÓN (mm)		
CONJUNTOS	CORTICAL	TRABECULAR
C1	5,4574E-05	6,1216E-05
C2	5,8587E-05	5,6894E-05
C3	9,4341E-05	6,3351E-05
C4	9,041E-05	5,9438E-05

Elaboración propia.

Tabla 5: Valores de Esfuerzo a nivel Ósea en Hueso Cortical y Trabecular (MPa)

ESFUERZOS (MPa)		
CONJUNTOS	CORTICAL	TRABECULAR
C1	0,81075	0,059203
C2	0,77941	0,056772
C3	2,3048	0,08052
C4	1,841	0,07312

Elaboración propia

Tabla 6 : Módulo de Young y coeficiente de Poisson por estructura.

Estructura	Módulo de Young	Coeficiente de Poisson
Diente	20.300	0.30
Ligamento Periodontal	0,71	0,40
Hueso cortical	13700	0.26
Hueso trabéculado	1370	0.30
Arco Acero inoxidable	190 a 210 GPa.	0.27 a 0.30.
Brackets MBT	190 a 210 GPa	0.27 a 0.30.
Ligadura metálica		0,3
Acero inoxidable	210.000	0,30
Esmalte	84.120(N/mm ²)	0.33

FIGURAS

Figura 1. DAT de múltiples perforaciones en posición vertical

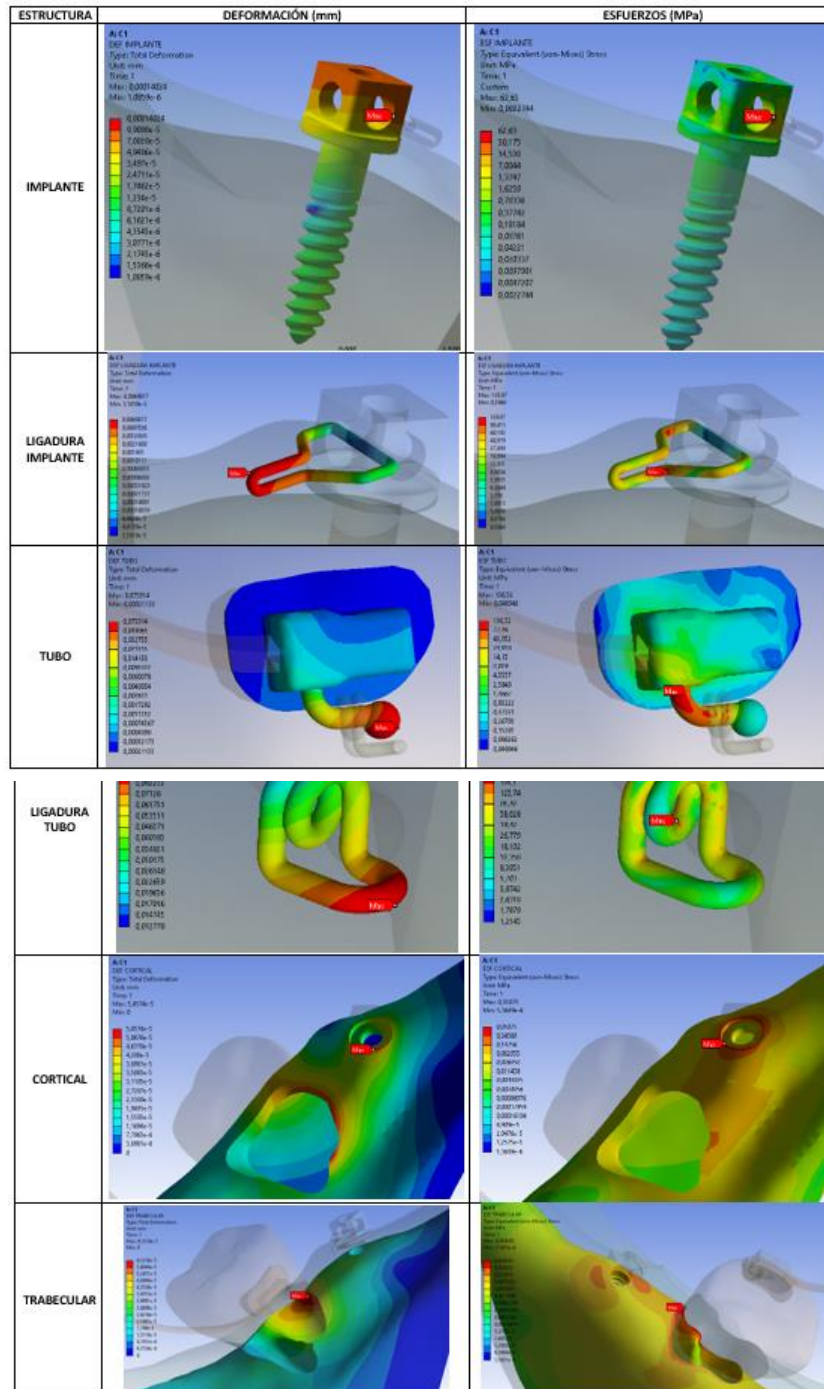


Figura 2. DAT de doble perforación en posición vertical.

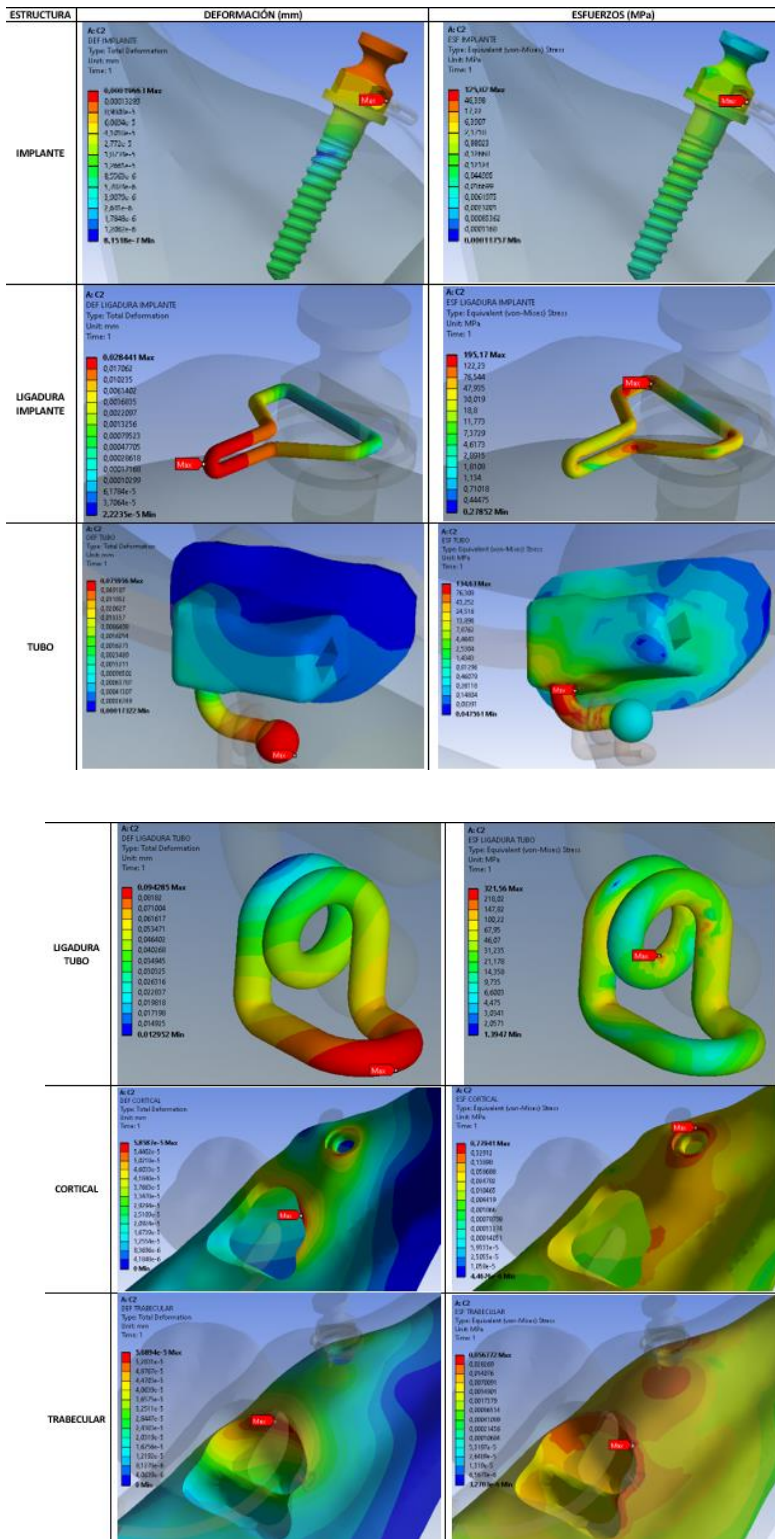


Figura 3. DAT de múltiples perforaciones en posición horizontal.

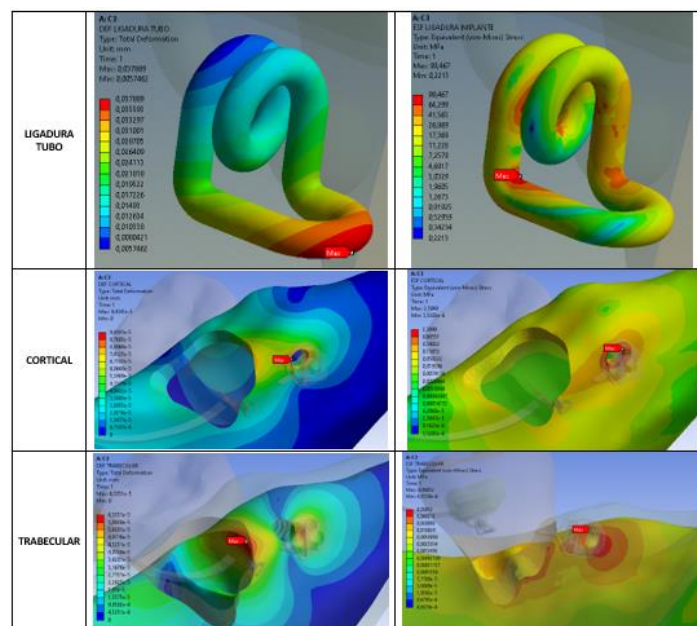
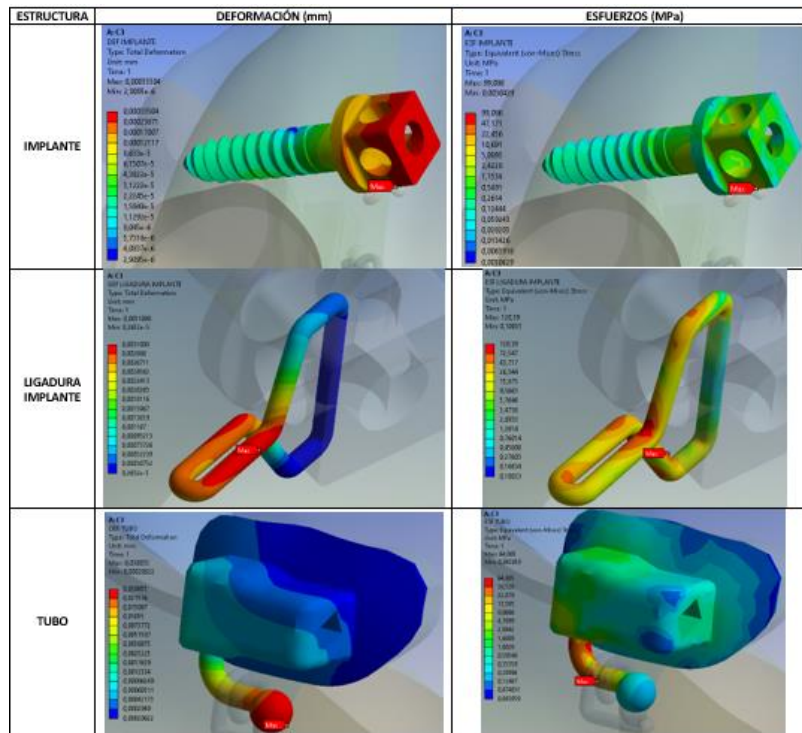
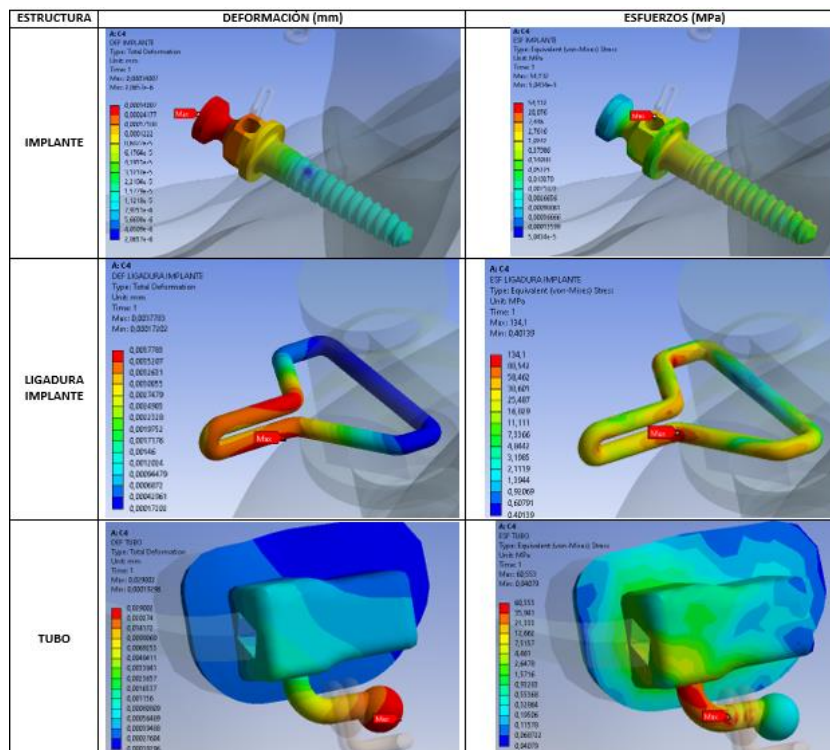
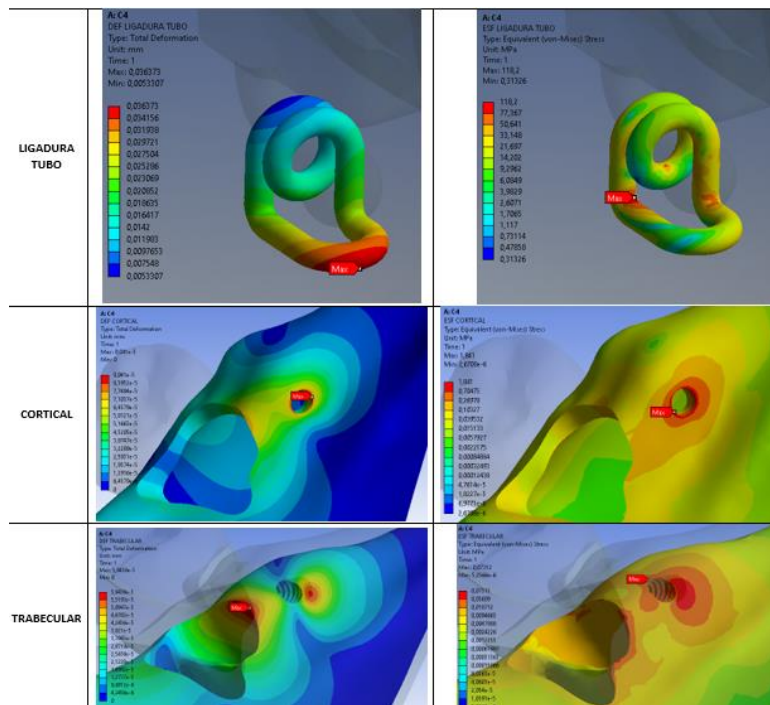


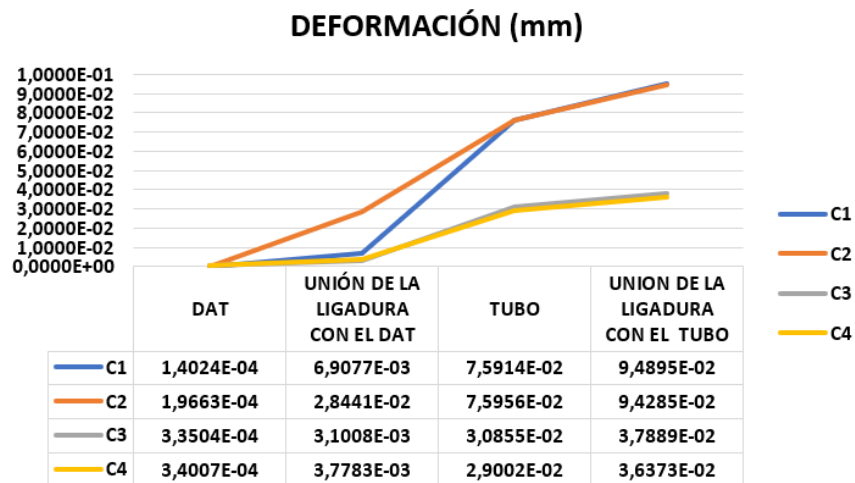
Figura 4. DAT de doble perforación en posición horizontal.



GRÁFICOS.

Gráfico 1. Deformación (mm) a nivel del DAT, unión de la ligadura con el DAT, tubo,

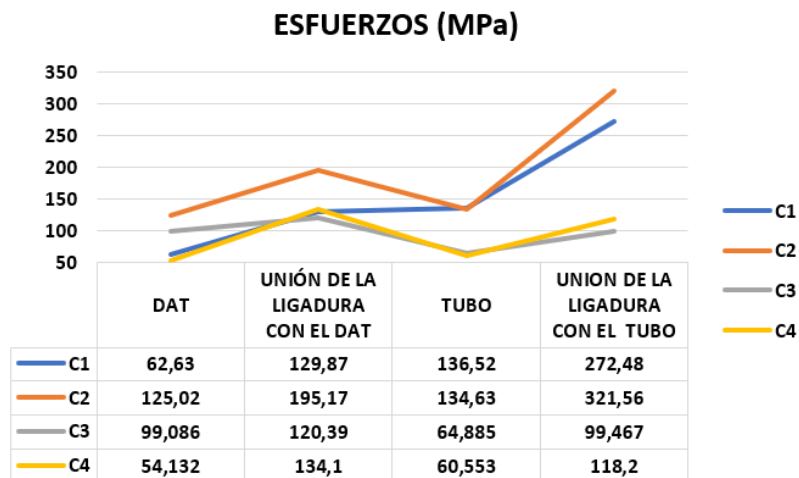
Unión de la ligadura con el tubo



Elaboración propia.

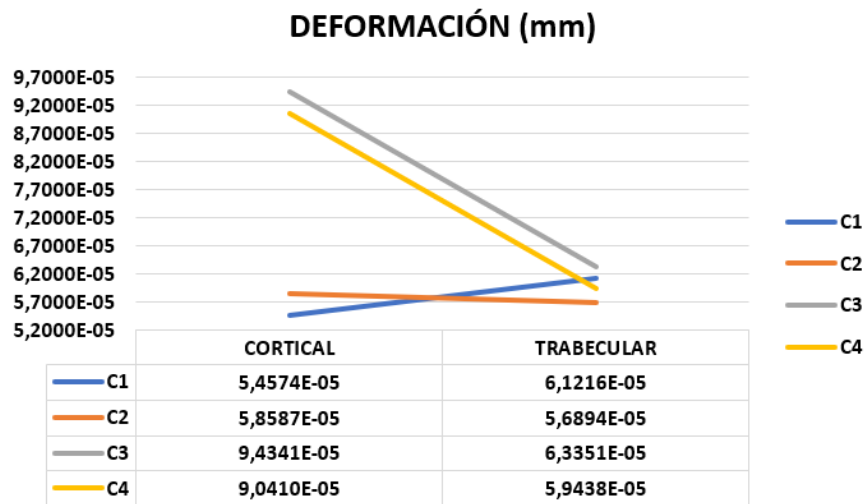
Gráfico 2. Esfuerzo (Mopa) a nivel del DAT, unión de la ligadura con el DAT, tubo,

Unión de la ligadura con el tubo



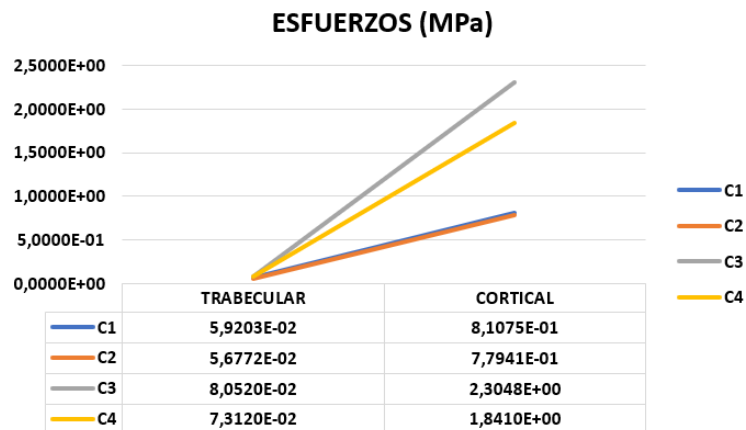
Elaboración propia

Gráfico 3. Deformación (mm) a nivel del DAT del hueso cortical y hueso trabecular



Elaboración propia.

Gráfico 4. Esfuerzo (Mpa) a nivel del DAT del hueso cortical y hueso trabecular



Elaboración propia

ANEXOS.**Anexo 1.** Instrumento de recolección de datos (deformación)

CONJUNTO	ESTRUCTURA	RESULTADO	VALOR
C1	IMPLANTE	DEFORMACIÓN	0,00014024
C1	LIGADURA		
	IMPLANTE	DEFORMACIÓN	0,0069077
C1	TUBO	DEFORMACIÓN	0,075914
C1	LIGADURA		
	TUBO	DEFORMACIÓN	0,094895
C1	CORTICAL	DEFORMACIÓN	5,4574E-05
C1	TRABECULAR	DEFORMACIÓN	6,1216E-05
C2	IMPLANTE	DEFORMACIÓN	0,00019663
C2	LIGADURA		
	IMPLANTE	DEFORMACIÓN	0,028441
C2	TUBO	DEFORMACIÓN	0,075956
C2	LIGADURA		
	TUBO	DEFORMACIÓN	0,094285
C2	CORTICAL	DEFORMACIÓN	5,8587E-05
C2	TRABECULAR	DEFORMACIÓN	5,6894E-05
C3	IMPLANTE	DEFORMACIÓN	0,00033504
C3	LIGADURA		
	IMPLANTE	DEFORMACIÓN	0,0031008

C3	TUBO	DEFORMACIÓN	0,030855
C3	LIGADURA		
	TUBO	DEFORMACIÓN	0,037889
C3	CORTICAL	DEFORMACIÓN	9,4341E-05
C3	TRABECULAR	DEFORMACIÓN	6,3351E-05
C4	IMPLANTE	DEFORMACIÓN	0,00034007
C4	LIGADURA		
	IMPLANTE	DEFORMACIÓN	0,0037783
C4	TUBO	DEFORMACIÓN	0,029002
C4	LIGADURA		
	TUBO	DEFORMACIÓN	0,036373
C4	CORTICAL	DEFORMACIÓN	9,041E-05
C4	TRABECULAR	DEFORMACIÓN	5,9438E-05

Elaboración propia

Anexo 2. Instrumento de recolección de datos (esfuerzos)

CONJUNTO	ESTRUCTURA	RESULTADO	VALOR
C1	IMPLANTE	ESFUERZO	62,63
C1	LIGADURA		
	IMPLANTE	ESFUERZO	129,87
C1	TUBO	ESFUERZO	136,52

C1	LIGADURA		
	TUBO	ESFUERZO	272,48
C1	CORTICAL	ESFUERZO	0,81075
C1	TRABECULAR	ESFUERZO	0,059203
C2	IMPLANTE	ESFUERZO	125,02
C2	LIGADURA		
	IMPLANTE	ESFUERZO	195,17
C2	TUBO	ESFUERZO	134,63
C2	LIGADURA		
	TUBO	ESFUERZO	321,56
C2	CORTICAL	ESFUERZO	0,77941
C2	TRABECULAR	ESFUERZO	0,056772
C3	IMPLANTE	ESFUERZO	99,086
C3	LIGADURA		
	IMPLANTE	ESFUERZO	120,39
C3	TUBO	ESFUERZO	64,885
C3	LIGADURA		
	TUBO	ESFUERZO	99,467
C3	CORTICAL	ESFUERZO	2,3048
C3	TRABECULAR	ESFUERZO	0,08052
C4	IMPLANTE	ESFUERZO	54,132

C4	LIGADURA		
	IMPLANTE	ESFUERZO	134,1
C4	TUBO	ESFUERZO	60,553
C4	LIGADURA		
	TUBO	ESFUERZO	118,2
C4	CORTICAL	ESFUERZO	1,841
C4	TRABECULAR	ESFUERZO	0,07312

Elaboración propia