



FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
CARRERA PROFESIONAL DE ESTOMATOLOGÍA

“ANÁLISIS DE TENSIONES EN TRES TIPOS DE DISEÑOS DE
IMPLANTES DENTALES A NIVEL DE LA INTERFASE HUESO –
IMPLANTE MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS”

Tesis para optar el Título Profesional de:
CIRUJANO DENTISTA

Presentado por:
Valeria Campos Merizalde (0000-0002-3730-5882)

Asesor:
Esp. Luis Augusto Cisneros Pérez (0000-0001-9363-9097)

Lima – Perú

2020

ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS

Lima, 22 de Enero del 2021.

Los integrantes del Jurado de tesis:

Presidente: Mg. Pedro Tinedo López
Miembro: Mg. Cinthya Chipana Herquinio
Miembro: Mg. Hugo Coronado Donayre

Se reúnen para evaluar la tesis titulada:

“ANÁLISIS DE TENSIONES EN TRES TIPOS DE DISEÑOS DE IMPLANTES DENTALES A NIVEL DE LA INTERFASE HUESO –IMPLANTE MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS”

Presentada por el bachiller:

- **Bach. VALERIA NOEMI CAMPOS MERIZALDE**
DNI. 72613256

Para optar el **Título Profesional de Cirujano Dentista**

Asesorado por: **CD. LUIS CISNEROS PEREZ**

Luego de haber evaluado el informe final de tesis y evaluado el desempeño del estudiante de la Carrera de Estomatología en la sustentación, se concluyen de:

Manera unánime (X)

Por mayoría ()

Calificar a:

Tesista: VALERIA NOEMI CAMPOS MERIZALDE	Nota (en letras): 16 (dieciséis)		
Aprobado ()	Aprobado - Muy buena (X)	Aprobado - Sobresaliente ()	Desaprobado ()

Los miembros del jurado firman en señal de conformidad.



Mg. Pedro Tinedo López
Presidente del Jurado
DNI. 45159119



Mg. Cinthya Chipana Herquinio
Miembro 2
DNI. 42400735



Mg. Hugo Coronado Donayre
Miembro 1
DNI. 10471862



CD. Luis Cisneros Pérez
Asesor
DNI. 10789709

DEDICATORIA

A Dios, por habernos dado salud y bendición a toda mi familia y permitirme cumplir mis metas

A mi madre, que sin su apoyo y amor incondicional, sin importar nuestras diferencias, no habría podido estudiar la carrera que tanto me gusta.

A mi padre, que estuvo conmigo desde el primer día de este gran paso, por buscar siempre una solución, a pesar de cada problema que pudo haber, para seguir ayudándome a cumplir mi sueño de ser una gran profesional.

A mi abuelo Néstor, que sé que desde el cielo me está cuidando en cada paso que doy, sé que siempre estás conmigo protegiéndome, dándome fuerzas y ayudándome a continuar por este proceso cada vez que las cosas se ponen difíciles

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero expresar mi profundo agradecimiento a mis padres, por haberme dado esta oportunidad tan grande que me abrirá muchas puertas en la vida, por su tiempo, dedicación y educación en estos años, que me lo han brindado incondicionalmente. A mis amigos cercanos, por compartir conocimientos juntos y ayudarnos mutuamente para culminar de manera satisfactoria cada curso.

De manera especial, quiero agradecer a mis asesores de esta investigación, el Dr. Luis Cisneros, a quien admiro mucho, por haberme ayudado y guiado en realizar este trabajo, asimismo por haberme enseñado tanto en cada clase, gracias a esa amabilidad, paciencia y comprensión con la que nos enseñó, es usted un modelo a seguir para mí y una gran inspiración para convertirme en periodoncista en un futuro. El Dr. Víctor Chumpitaz, a quien respeto y admiro mucho desde los primeros ciclos de la carrera, gracias por las oportunidades que me dio, por su apoyo y por la paciencia con la que nos enseñó, de una forma muy correcta uno de los cursos más importantes y por estar siempre a disposición de los alumnos para ayudarnos y aclararnos todas nuestras dudas, es usted un gran maestro.

TABLA DE CONTENIDO

I.	INTRODUCCIÓN	7
II.	OBJETIVOS E HIPOTESIS	9
1.	OBJETIVO GENERAL	9
2.	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	9
III.	HIPOTESIS	9
IV.	METODOLOGÍA.....	9
1.	DISEÑO DE ESTUDIO	9
2.	GRUPOS DE ESTUDIO	10
3.	CRITERIOS DE SELECCIÓN	10
3.1.	CRITERIOS DE INCLUSIÓN	10
3.2.	CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	10
3.3.	VARIABLES	10
V.	MÉTODOS Y TÉCNICAS	11
1.	MÉTODO	11
2.	TÉCNICAS.....	11
2.1.	Capacitación	11
2.2.	Calibración	11
2.3.	Aleatorización	12
2.4.	Construcción y diseño del modelo	12
2.5.	Aplicación de fuerzas a los modelos MEF	13
2.6.	Análisis de resultados de aplicación de fuerzas en los MEF	13
3.	ANÁLISIS ESTADÍSTICO	14
4.	CONSIDERACIONES ÉTICAS	14
VI.	RESULTADOS	14
VII.	DISCUSIÓN	16
VIII.	CONCLUSIONES.....	21
IX.	RECOMENDACIONES	21
X.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	22
XI.	ANEXOS	24

INDICE DE TABLAS

Tabla N° 1: Comparación de la tensión compresiva máxima de las variables en 3 diseños de implante.

Tabla N° 2: Comparación del factor de seguridad de las variables en los 3 diseños de implante dental.

Tabla N°3: Propiedades de los materiales de las distintas partes de los modelos de elementos finitos creados mediante el programa “SolidWorks 2020”.

ABREVIATURAS

MEF: Método de elementos finitos

MEF 1: Modelo de elementos finitos 1

MEF 2: Modelo de elementos finitos 2

MEF 3: Modelo de elementos finitos 3

I. INTRODUCCIÓN

El desarrollo de materiales que sustituyan a largo plazo una pieza dentaria perdida, es uno de los objetivos con más desafíos que tienen los estomatólogos. Desde el descubrimiento del titanio y de los implantes dentales de titanio, un sustituto artificial biocompatible semejante a la raíz de un diente, que se coloca quirúrgicamente dentro del hueso maxilar y mandibular, se han ido implementando en la práctica odontológica, llegando a ser un tratamiento predecible y exitoso, aumentando su utilización con el paso del tiempo.^{1,2,3}

Un implante dental, está compuesto por dos partes principales: el cuerpo del implante, que es la parte que va a estar en íntimo contacto con el hueso adyacente y la parte emergente o plataforma en la cual se va a insertar el pilar protésico.³ Por otro lado, los implantes tienen distintas características como la superficie, longitud y diámetro, estas influyen en los cambios que se van a dar en la cresta ósea, alrededor del implante y que va a tener cambios en sentido horizontal y vertical.⁴

En comparación con una prótesis parcial o total, el implante dental nos trae como beneficios una mejor apariencia, más comodidad del paciente al hablar y comer, devuelven la estética y ayuda a detener la reabsorción ósea.^{2,3} La mandíbula presenta una reacción biomecánica impredecible, los dientes naturales tienen a su alrededor al ligamento periodontal el cual se encarga de amortiguar las fuerzas oclusales, en los implantes el patrón de distribución de estrés se da de manera distinta, para que el tratamiento sea exitoso, estas fuerzas se deben distribuir de manera homogénea al hueso adyacente, pero al tener el hueso una reacción biomecánica impredecible, se complica el proceso de implantación e integración del implante en la mandíbula, siendo esta la razón por la que puede fracasar.^{1,2} Sin embargo, tienen una expectativa de vida larga debido a que si se tienen los cuidados adecuados, su tasa de supervivencia es de

90% en 15 años, dependiendo también de la técnica utilizada al implantarlo y del diseño del pilar.^{1,2}

Hay autores que indican que esta pérdida ósea alrededor del cuello del implante varía durante el primer año entre 0.5mm a 1mm aproximadamente.⁵ Asimismo, hay estudios que indican que la sobrecarga oclusal es el principal factor de la reabsorción del hueso alrededor del implante, ya que el exceso de las tensiones en el hueso periimplantario puede dar como resultado el incremento de la pérdida de las crestas óseas, por lo tanto, esta tensión es un factor importante a evaluar ya que resulta en estrés óseo.^{6,7} La respuesta ósea que se tiene frente a la inserción de un objeto extraño y las tensiones que este genera, no se han estudiado a profundidad y una comprensión de estos nos pueden conducir a una reducción de las tensiones indeseables producidas dentro de la mandíbula.²

Ergatoudis et al. 1968, Rzemieniecki 1969, indican que el estudio de elementos finitos, un método numérico de análisis para determinar la deformidad o estrés que se genera en estructuras, se ha convertido en uno de los métodos informáticos más exitoso y más útil desde la década de 1960.² El método de elementos finitos (MEF) se ha adaptado desde el campo de la ingeniería al campo médico, pudiéndose evaluar cualquier estructura o tejido junto a sus cambios biomecánicos, que también pueden ser analizados.⁸ Weinstein y col. fueron los primeros en utilizar MEF en implantología dental en 1976.⁹ El MEF es una técnica que nos ayuda a obtener una solución a un problema mecánico complejo, se puede aplicar para estudiar a profundidad el diseño, material y estructura de los implantes dentales, así como también la estabilidad del hueso circundante.^{8,9,10} Su estructura nos va a permitir predecir los patrones de distribución de la tensión y deformación del hueso adyacente que se puede generar con distintas longitudes y diámetros que tengan los implantes dentales, ya que este sistema simulará la resorción gradual del hueso crestal.⁸

El propósito de este estudio será evaluar qué tipo de diseño de implante, generará más tensión en la interfase hueso-implante al ser evaluados con el método de elementos finitos.

II. OBJETIVOS E HIPOTESIS

1. OBJETIVO GENERAL

Analizar las tensiones ante una carga vertical, en la interfase hueso-implante con diferentes tipos de modelo de estudio

2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Analizar las tensiones en los tres tipos de diseño de implante, ante una carga vertical, en hueso.
- Analizar las tensiones en los tres tipos de diseño de implante, ante una carga vertical, en el implante.
- Analizar las tensiones en los tres tipos de diseño de implante, ante una carga vertical, en el pilar.
- Analizar las tensiones los tres tipos de diseño de implante, ante una carga vertical, en el tornillo del pilar.

III. HIPOTESIS

Las tensiones en la interfase hueso-implante son mayores en el modelo de elementos finitos 1 (MEF1) con relación al MEF 2 y MEF 3.

IV. METODOLOGÍA

1. DISEÑO DE ESTUDIO

Estudio experimental in vitro

2. GRUPOS DE ESTUDIO

Se elaboraron 3 diseños de implantes dentales de las marcas comerciales más utilizadas mediante el método de elementos finitos, teniendo en cuenta de que estos diseños tengan características iguales (conexión interna, cónicos y 10mm de longitud) a excepción del diámetro, para evaluar la relación de este con la distribución de las fuerzas.

Entre los modelos seleccionados tenemos:

- Modelo de elementos finitos 1: Implantes Dentium (modelo Superline, diámetro de 3.8 mm, longitud de 10 mm, cónico y conexión hexágono interno).
- Modelo de elementos finitos 2: Implantes Neobiotech (modelo IS-II active, diámetro de 4 mm, longitud de 10 mm, cónico y conexión hexágono interno).
- Modelo de elementos finitos 3: Implantes Mis: modelo (SEVEN, diámetro de 4.20 mm, longitud de 10 mm, cónico y conexión hexágono interno).

3. CRITERIOS DE SELECCIÓN

3.1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Diseños de implantes cónicos con conexión hexágono interno y pilar recto elaborados mediante el software “SolidWorks 2020” que serán sometidos a una carga vertical de 150N.

3.2. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Diseños de implantes cónicos con un inadecuado enmallado.

3.3. VARIABLES

- Tensiones: Su definición conceptual es la magnitud que mide la tensión de un cuerpo y se expresa en Newtons, la definición operacional es la tensión generada cuando se aplica una fuerza vertical de 150 N sobre los 3 diferentes tipos de

implantes que poseen un pilar atornillado evaluados mediante el método de elementos finitos. Además, es una variable cuantitativa de razón, cuyo indicador es el programa “SolidWorks 2020” y sus valores se dan en Mpa.

- Diseños de implante dental: Como definición conceptual son los diferentes tipos de diseño de implante que existen en el mercado, como definición operacional son los diferentes tipos de diseño de implantes que serán usados en el presente ensayo experimental. Es una variable cualitativa nominal, cuyos indicadores son las marcas comerciales teniendo como valores: Dentium (Superline), Neobiotech (IS-II active) y Mis (SEVEN).

V. MÉTODOS Y TÉCNICAS

1. MÉTODO

Observación estructurada.

2. TÉCNICAS

2.1. Capacitación

La capacitación del investigador se realizó con el asesor y especialista en Periodoncia e Implantología oral, para la elaboración de los diseños de los pilares y elección de los distintos tipos de modelos de implantes dentales con determinadas características, estos fueron reproducidos por un profesional certificado para el uso del programa en el centro de Tecnología Avanzada (CETAM) “SolidWorks 2020”.

2.2. Calibración

No aplica. La calibración del estudio se realizó mediante el programa “SolidWorks 2020” que analizó la distribución de las tensiones en el hueso, en el implante, en el pilar y en el tornillo del pilar.

2.3. Aleatorización

No aplica, se diseñaron y construyeron los modelos mediante el software “SolidWorks 2020”.

2.4. Construcción y diseño del modelo

La construcción del modelo geométrico consistió en determinar distintas estructuras: las conexiones tipo hexágono interno, un bloque de hueso con estructuras biológicas y los implantes, los tres tipos de modelos de implantes tienen características similares y se tuvo en cuenta las propiedades biológicas de los materiales que se diseñaron.

Los implantes son de titanio o de aleación de titanio, las características de los materiales que se construyeron son: forma del cuerpo del implante cónico, longitud de 10mm, diámetros de 3.8 mm, 4mm y 4.20 mm. Por otro lado, se realizó un solo diseño de pilar que tiene como características: una conexión hexágono interno, longitud de 8mm, cuff de 2mm y un diseño estándar.

Cada modelo de implante dental se construyó como si estuviese osteointegrado a un bloque de hueso de 15mm de altura y 20mm de ancho.

Los modelos se confeccionaron con las siguientes características:

- Modelo elementos finitos 1 (MEF 1): Implante de titanio grado V, de forma cónica, con conexión hexágono interno, longitud de 10mm, diámetro de 3.8 mm y tendrá un ensamble de un pilar de titanio de diseño estándar. Basado en la marca Dentium (Superline).
- Modelo elementos finitos 2 (MEF 2): Implante de titanio grado V, de forma cónica, con conexión hexágono interno, longitud de 10mm, diámetro de 4 mm y tendrá un ensamble de un pilar de titanio de diseño estándar. Basado en la marca Neobiotech (IS-II active)

- Modelo de elementos finitos 3 (MEF 3): Implante de aleación de titanio 6Al 4V ELI, de forma cónica, con conexión hexágono interno, longitud de 10mm, diámetro de 4.20 mm y tendrá un ensamble de un pilar de titanio de diseño estándar. Basado en la marca Mis (SEVEN).

2.5. Aplicación de fuerzas a los modelos MEF

Al término de la confección de los modelos de implantes dentales por medio del MEF como un proceso totalmente numérico, se resolvieron las desventajas estructurales mediante el software, el cual nos dio de forma adecuada los resultados de las tensiones y deformaciones que se generaron en la interfase hueso-implante. Se aplicó una fuerza vertical de 150N en el pilar, que simuló una fuerza de oclusión normal por medio del MEF, en el software computarizado “SolidWorks 2020” para determinar las superficies en donde se genere mayor estrés.

2.6. Análisis de resultados de aplicación de fuerzas en los MEF

Mediante el programa, se evaluaron los resultados obtenidos de las deformaciones, tensiones y cizallamientos generados en las distintas estructuras. Al evaluar las tensiones, se compararon fuerzas tensionales principales y normales proporcionales a Von Mises, un análogo a la tensión efectiva.

Los resultados de las tensiones registradas, se agregaron en la cuenta de la tensión del criterio de Von Mises. Cuando exista una energía interna de un nodo en la malla por encima de los valores normales, excediendo la tolerancia, el diseño va a ceder en el punto donde se genere mayor tensión. Cuando las fuerzas tensionales, se encuentren dentro de los rangos normales, sean menores o iguales, tendremos un diseño adecuado y seguro.

El diseño de los modelos de elementos finitos se realizó en el programa “SolidWorks 2020” y la construcción de cada tipo de diseño de implante dental se

realizó mediante nodos, con un mallado completo y ensamblaje de las estructuras diseñadas. Las tensiones generadas fueron analizadas mediante el criterio de Von Mises.

3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

La evaluación de los resultados obtenidos de la distribución del estrés se realizó utilizando tablas en las cuales se observaron las tensiones máximas y mínimas evaluadas en el hueso, en el implante, en el pilar y en el tornillo del pilar

4. CONSIDERACIONES ÉTICAS

Esta investigación es de tipo experimental in vitro, un estudio de elementos finitos, por lo que no presentó vulneración ética. El trabajo de investigación se envió a la DGIDI donde se evaluó el nivel de plagio mediante el software turnitin y posteriormente se envió al Comité Institucional de ética de la Universidad Científica del Sur para su revisión y aprobación.

VI. RESULTADOS

Las fuerzas tensionales dadas ante la aplicación de cargas verticales, se analizaron mediante los gráficos de Von Mises para posteriormente comparar las fuerzas resultantes en las variables (pilar, tornillo del pilar, implante y hueso) de cada modelo, el diseño de estas se realizó en el programa “SolidWorks 2020” el cual presenta tablas de espectros de colores, que corresponden en una franja de valores medidos en MPa.

La máxima tensión compresiva que se observó en las cuatro variables de los tres modelos, fue en los implantes, la mayor de estas junto a la tensión máxima en el hueso se observó en el MEF1 siendo de 131.1 MPa y 73.7 MPa respectivamente. (Tabla 1, gráfico 1a y 1b); asimismo, estos presentan los valores más bajos de factor de seguridad (FS) (Tabla 2).

Por otro lado, ante la aplicación de fuerzas verticales de 150N, el MEF 2 presentó la máxima tensión en el pilar y el tornillo del pilar, siendo 83.08 Mpa y 11.63 Mpa respectivamente (Tabla 1, gráfico 2c y 2d). Sin embargo, el FS en estas dos variables fue alto, al igual que en los demás modelos (Tabla 2). Además, el que presentó la mejor distribución de fuerzas fue el MEF 3 tanto en el pilar, tornillo del pilar, implante y hueso, teniendo valores de 30.537Mpa, 7.46Mpa, 102.2Mpa y 52.15Mpa respectivamente como se observa en la tabla 1 (gráfico 3a,3b, 3c y 3d); asimismo, este modelo presentó los mayores valores en el factor de seguridad como se observa en la tabla 2.

Tabla 1. Comparación de la tensión compresiva máxima de las variables en 3 diseños de implante

	TENSION MÁXIMA		
	MEF 1	MEF 2	MEF 3
Pilar	82.35MPa	83.08Mpa	30.53MPa
Tornillo del pilar	10.13MPa	11.63Mpa	7.46MPa
Implante	131.1MPa	108.3Mpa	102.2MPa
Hueso	73.7MPa	56.95MPa	52.15MPa

Tabla 2. Comparación del factor de seguridad de las variables en los 3 diseños de implante dental

	FACTOR DE SEGURIDAD		
	MEF 1	MEF 2	MEF 3
Pilar	6.1	6	10
Tornillo del pilar	10	10	10
Implante	3.8	4.6	8.5
Hueso	2	2.6	2.9

VII. DISCUSIÓN

El objetivo de este estudio fue determinar qué tipo de diseño de implante dental, con distintos diámetros, distribuye mejor las fuerzas ante una carga vertical de 150N, analizando las tensiones máximas generadas en el pilar, tornillo del pilar, implante y hueso.

El avance de la tecnología ha sido un determinante para el desarrollo de nuevos diseños de implantes dentales, asimismo existen algunas variantes entre las cuales tenemos: diversos tipos de conexiones, una amplia variedad de diámetros y longitudes, distintas formas de implantes, así como también los distintos tipos de rosca que dependen de cada fabricante, los cuales van a permitir tener un mejor rendimiento mejorando la supervivencia a largo plazo.¹¹ Debido a que el diseño del implante influye en la deformación/tensión en el hueso periimplantario, así también como la transmisión de fuerzas, se ha estudiado a profundidad como el diámetro y la longitud pueden ser

responsables de esto, generando tensiones y microesfuerzos en la interfase hueso-implante.^{12,13}

El MEF 1 obtuvo el mayor valor de tensiones compresivas en el análisis de Von Mises ante la aplicación de fuerzas verticales en el implante y en el hueso, asimismo presenta un FS dentro de los rangos normales, es decir que los materiales ante la aplicación de una fuerza de 150N no se están deformando. Sin embargo, el estrés producido es mayor en comparación a los demás modelos, pero la distribución de este se está dando de manera adecuada ya que no se han generado fuerzas compresivas excesivas. Song S y col.¹⁴ realizaron un estudio en el cual se evaluaron distintos modelos de implantes de la marca Dentium con diámetros estrechos (2.3mm, 2.8mm, 3.1mm) y estándar (4mm), en los resultados se evidenció que el implante SuperLine de Dentium de 4mm de diámetro, tuvo una resistencia superior a la fatiga y un menor riesgo de fracturarse a diferencia de implantes de diámetros estrechos, concluyendo que los implantes estándar presentan una evidente resistencia mecánica superior en comparación a los implantes de diámetros pequeños. Por otro lado, existen estudios biomecánicos que respaldan la efectividad de los implantes estándar (3.75mm – 4.20mm) y anchos (4.5mm – 6mm)^{15,16} indicando que la tensión que se genera en estos, no es comparable a la generada en implantes de diámetros estrechos (menores de 3.75mm).^{17,18}

Según Comfort M y cols, informan que un implante de 3.3mm en comparación de uno de 3.75mm es más propenso a la fractura en un 25%. Asimismo, mencionan que los implantes de diámetros pequeños, son más propensos a fracturarse, y medidas significativamente distintas pueden afectar en su deformación, comparándolo con el presente estudio los implantes utilizados presentan diámetros similares con solo una diferencia de 0.2mm entre ellos y de igual manera se pudo determinar cómo estas

pequeñas diferencias en las medidas influyen en la distribución de la tensión.¹⁹ En concordancia, Ortega y cols.²⁰ realizaron una revisión sistemática y metaanálisis de ensayos clínicos prospectivos donde compararon el riesgo de fracaso de los implantes estrechos (de diámetros menores a 3.3mm) con implantes estándar y anchos, el estudio mostró que las tasas de supervivencia en los implantes de diámetros estrechos fue significativamente menor, sin embargo también encontraron que otras variables como la superficie del implante, el tipo de prótesis y el tipo de carga realizado, también influyeron en los resultados.

El MEF 3 corresponde al diseño de 4.20 mm de diámetro, siendo el que presenta un diámetro mayor, este mostró una distribución de tensiones compresivas más homogéneas en el análisis de Von Mises en comparación a los demás modelos en las cuatro variables estudiadas, es decir que la distribución de fuerzas se dio de una manera más adecuada y hubo una reducción de las fuerzas máximas. En un estudio realizado por Lozano N y col.²¹ donde se evaluó el efecto del macrodiseño del implante en la estabilidad primaria, se utilizaron implantes estándar de las marcas Astra (3.5mm y 4mm) y MIS, modelo seven (3.75mm y 4.20mm), en los resultados no se encontró relación entre el diámetro y el cociente de estabilidad del implante (ISQ). Sin embargo, la estabilidad primaria mejoraba conforme aumentaba el diámetro, siendo el implante de mayor diámetro evaluado (4.20 mm) el que tuvo un mejor comportamiento, resultado que se puede comparar con el presente estudio en donde el implante de la marca MIS (modelo seven de 4.20mm de diámetro) obtuvo un mejor comportamiento en comparación a los demás implantes que presentaban diámetros menores.

Por otro lado, Raaj G y cols.¹⁵ realizaron un estudio de elementos finitos donde se evaluó la influencia del diámetro y longitud del implante en la distribución de fuerzas alrededor

de la interfase hueso-implante, los resultados mostraron que conforme se aumenta el diámetro se produce una tensión mínima en el hueso cortical y conforme se aumenta la longitud se produce un estrés menor en el hueso esponjoso. Asimismo, Thermeie D y cols.²² realizaron un estudio donde se evaluó el efecto del diámetro del implante en la distribución de la tensión en el hueso adyacente, se utilizaron distintos diámetros de implantes dentales, con 13mm de longitud y conexión interna en todos los casos, obteniéndose como resultado que tanto el diámetro como el ancho de la cresta influyen en la distribución del estrés, asimismo mencionan que en todos los casos, los implantes con diámetros más estrechos (3mm) produjeron mayor estrés en comparación con los diámetros más anchos (4mm y 5mm) lo cual de igual manera puede compararse con la presente investigación, en la cual se obtuvo como resultados que conforme aumenta el diámetro se produce una reducción en las tensiones compresivas en el hueso adyacente.

Las fuerzas verticales aplicadas, generan fuerzas adicionales como las fuerzas axiales, que inducen momentos de flexión que resultan en tensiones compresivas en el hueso y el implante.²³⁻²⁶ En esta investigación, los tres modelos de diseños de implantes dentales presentaron una mayor concentración del estrés en la interfase cortical-trabecular, este resultado puede compararse a los reportados por distintos autores, quienes en su estudio obtuvieron resultados similares, presentándose una mayor concentración en la misma área del hueso, es decir en la interfase cortical-trabecular.^{17,27,28}

Asimismo, para estimar la confiabilidad de los modelos estudiados, se determinó el factor de seguridad, el cual nos va a indicar las áreas críticas y si los sistemas están seguros ante la carga aplicada;²⁹ en el presente estudio los FS fueron adecuados en el hueso, y en las otras estructuras evaluadas, por lo tanto estos no han pasado su límite elástico ya que en todos los casos el FS ha sido mayor a 1, es decir que la distribución de las fuerzas se dio

de manera adecuada en los tres modelos de implante dental ante la aplicación de una fuerza vertical de 150N que simula una oclusión normal y las propiedades de los materiales no se han alterado. Estos resultados pueden compararse con el estudio realizado por Farronato y cols.³⁰ en el cual aplicaron una fuerza mayor, en comparación a este estudio, de 175N y obtuvieron como resultados que ante esta carga se presentaron zonas críticas de deformación irreparable de los materiales con un FS menor a 1, encontrándose estas áreas en la parte más coronal de la interface implante-pilar y en el cuello del implante. Por otro lado, Richter E,³¹ quien calcula las fuerzas verticales generadas, al aplicar una fuerza similar a la de una oclusión normal durante la masticación en implantes dentales, obtuvo como resultado que los implantes individuales, en posición premolar y molar, soportan fuerzas verticales máximas de 120N a 150N comportándose de manera adecuada, lo cual se compara con los resultados obtenidos dado que los diseños evaluados presentaron una buena distribución de las fuerzas ante cargas de 150N. Según los resultados, se pudo determinar que los tres modelos de implantes dentales son una buena opción en pacientes que presenten una oclusión normal. Una buena alternativa, en pacientes que presenten una oclusión patológica o normal, son los implantes de diámetros estándar, ya que estos distribuyen las fuerzas de una manera más homogéneas reduciendo así el estrés en el hueso.

VIII. CONCLUSIONES

1. Bajo condiciones de carga iguales de 150N, las tensiones analizadas fueron menores en el MEF 3, el cual obtuvo una distribución de fuerzas más homogéneas habiendo una reducción del estrés en las estructuras.
2. Las tensiones compresivas disminuyeron en el implante y en el hueso conforme aumentaba el diámetro.
3. Los tres modelos de elementos finitos tuvieron una distribución de fuerzas correcta sin presencia de tensiones excesivas y un factor de seguridad dentro de los rangos normales, por lo tanto, presentan un diseño adecuado y seguro.
4. Ante una fuerza de oclusión normal, los diseños de implantes evaluados, de diámetro y longitud estándar, presentan cambios biomecánicos adecuados sin generar deformaciones irreparables en las estructuras.

IX. RECOMENDACIONES

Se recomienda realizar estudios con las mismas marcas de implantes dentales, con fuerzas mayores y anguladas, que simulen una oclusión patológica para determinar con mayor exactitud que modelo se comportaría mejor antes fuerzas excesivas y por lo tanto saber cuál es la mejor alternativa para pacientes bruxómanos.

X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Van R, Guan H, Loo Y. Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2006; 9(4): 257-70. DOI: 10.1080/10255840600837074
2. Yan X, Zhang X, Chi W, Wu L. Association between implant apex and sinus floor in posterior maxilla dental implantation: A three-dimensional finite element analysis. *Exp Ther Med*. 2015; 9 (3): 868-76
3. Reddy S, Sundram R, Eid H. Application of Finite Element Model in Implant Dentistry: A Systematic Review. *J Pharm Bioallied Sci*. 2019; 11(2): 85-91.
4. Van P, Tahmaseb A, Wismeijer D. Crestal Bone Changes Around Implants with Implant- Abutment Connections at Epicrestal Level or Above: Systematic Review and Meta-Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2016; 31: 119-124.
5. Himmlová L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004; 91(1), 20-5.
6. Robau A, Pérez Y, Soris L, Pérez O, González J. The effect of diameter, length and elastic modulus of a dental implant on stress and strain levels in peri-implant bone: a 3D finite element analysis. *Biomed Mater Eng*. 2020; 30(5-6): 541-58.
7. Edwards C, Chase-Diaz M, Doria M, Albarracin M, Pachoeto G, Capello E, et al. Stress Distribution in Single Dental Implant System: Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on an In Vitro Experimental Model. *J Craniofac Surg*. 2015; 26: 2196-200.
8. Chang Y, Anil A, Maeda Y, Wada M, Gonda T. Finite element analysis of dental implants with validation: to what extent can we expect the model to predict biological phenomena? A literature review and proposal for classification of a validation process. *International Journal of Implant Dentistry*. 2018; 4(1): 7.
9. Mohammed M, Thulasingham C, Nasse K, Balaji V, Rajakumar M, Rupkumar P. Evaluation of Design Parameters of Dental Implant Shape, Diameter and Length on Stress Distribution: A Finite Element Analysis. *J Indian Prosthodont Soc*. 2011; 11(3):165-71.
10. Jafarian M, Sadat F, Emadi N. Finite element analysis of stress distribution around a dental implant with different amounts of bone loss: An in vitro study. *Dent Med Probl*. 2019; 56(1): 27–32
11. Silva F, Maslucán A. Análisis de tensiones con el método de elemento finito a nivel de la interfase hueso-implante de un nuevo diseño de conexión interna: octodecágono. *Revista Científica Odontológica*. 2014; 2: 127 -135.
12. Cehreli M, Sahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent*. 2004 Feb;32(2):123-32. doi: 10.1016/j.jdent.2003.09.003. PMID: 14749084.
13. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent*. 2005; 94:377-81.
14. Song SY, Lee JY, Shin SW. Effect of Implant Diameter on Fatigue Strength. *Implant Dent*. 2017 Feb;26(1):59-65. doi: 10.1097/ID.0000000000000502. PMID: 27819849.
15. Raaj G, Manimaran P, Dhinesh C, Sai D, Abirami M. Comparative Evaluation of Implant Designs: Influence of Diameter, Length, and Taper on Stress and Strain in the Mandibular Segment-A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Pharm Bioallied Sci*. 2019; 11(2): 347–354. *J Oral Implantol*. 2013; 39 (4): 425-31.
16. Pizza E, Ramos F, Danta S, Falcón R, Perri P, Yoshito P. Influence of the Implant Diameter with Different Sizes of Hexagon: Analysis by 3-Dimensional Finite Element Method. *J Oral Implantol*. 2013; 39 (4): 425–431.

17. Himmlová L, Dostálová T, Káčovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004 Jan;91(1):20-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2003.08.008. PMID: 14739889.
18. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1990;63: 457-65
19. Comfort MB, Chu FCS, Chai J, Wat PYP, Chow TW. A 5-year prospective study on small diameter screw-shaped oral implants. *J Oral Rehabil*. 2005; 32: 341-5
20. Ortega-Oller I, Suárez F, Galindo-Moreno P, Torrecillas-Martínez L, Monje A, Catena A, Wang HL. The influence of implant diameter on its survival: a meta-analysis based on prospective clinical trials. *J Periodontol*. 2014 Apr;85(4):569-80. doi: 10.1902/jop.2013.130043. Epub 2013 Aug 1. PMID: 23905841.
21. Lozano N, Salomó O, Gilabert M, Farré N, Gargallo J, Hernández F. Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2016 Mar 1;21 (2): e214-21. doi:10.4317/medoral.21024
22. Termeie D, Klokkevold P, Caputo A. Effect of Implant Diameter and Ridge Dimension on Stress Distribution in Mandibular First Molar Sites-A Photoelastic Study. *J Oral Implantol*. 2015; 41 (5): e165–e173.
23. Dimililer G, Kücük Kurt S, Cetiner S. Biomechanical effects of implant number and diameter on stress distributions in maxillary implant-supported overdentures. *J Prosthet Dent*. 2018 Feb;119(2):244-249.e6. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.03.016. Epub 2017 May 26. PMID: 28552286.
24. Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Distribución de la tensión de la interfase implante-hueso en implantes cargados inmediatamente de diferentes diámetros: un análisis tridimensional de elementos finitos. *J Prosthodont* 2009; 18: 393-402.
25. Prado FB, Rossi AC, Freire AR, Ferreira Caria PH. La aplicación del análisis de elementos finitos en la biomecánica y odontología del cráneo. *Indian J Dent Res* 2014; 25: 390-7.
26. Oswal MM, Amasi UN, Oswal MS, Bhagat AS. Influencia de tres diseños diferentes de roscas de implantes en la distribución de la tensión: Un análisis tridimensional de elementos finitos. *J Indian Prosthodont Soc* 2016; 16: 359-65
27. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2007;33(5):243-56. doi: 10.1563/1548-1336(2007)33[243:TEOILA]2.0.CO;2. PMID: 17987856.
28. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol*. 1991; 17:126–131.
29. Delgado G. Análisis De La Respuesta Mecánica De Un Sistema De Implante Dental Sometido A Un Estado Dinámico De Carga. Repositorio Institucional de la Universidad Central de Venezuela. 2013. Disponible en: <http://saber.ucv.ve/handle/123456789/6600>.
30. Farronato D, Manfredini M, Stevanello A, Campana V, Azzi L, Farronato M. A Comparative 3D Finite Element Computational Study of Three Connections. *Materials (Basel)*. 2019 Sep 26;12(19):3135. doi: 10.3390/ma12193135. PMID: 31561421; PMCID: PMC6803952.
31. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 Jan-Feb;10(1):99-108. PMID: 7615323.

XI. ANEXOS

Grafico 1a. Aplicación de fuerza vertical de 150 N, MEF 1

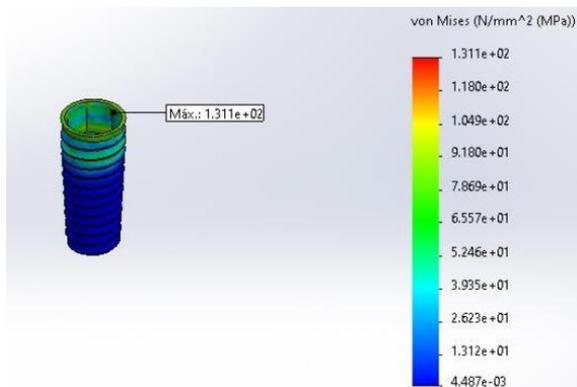


Grafico 1b. Aplicación de fuerza vertical de 150 N, MEF 1

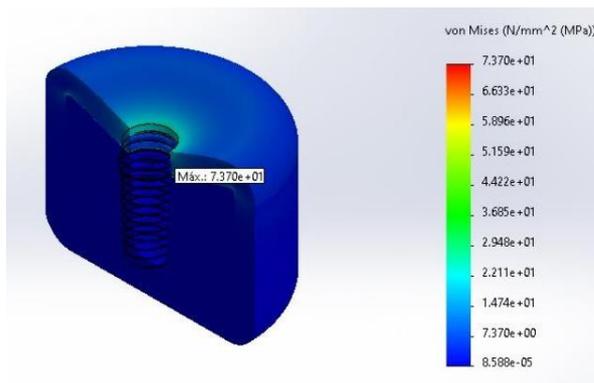


Grafico 1c. Aplicación de fuerza vertical de 150 N, MEF 1

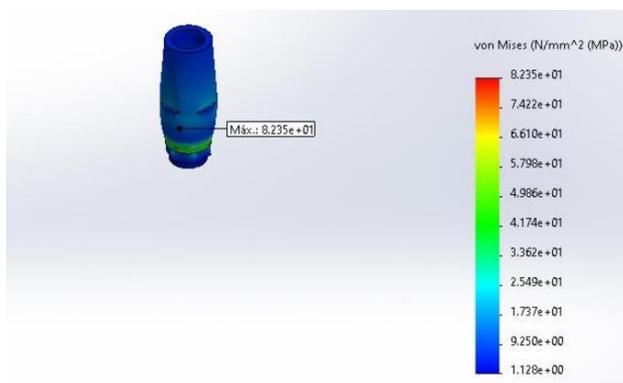


Grafico 1d. Aplicación de fuerza vertical de 150 N, MEF 1

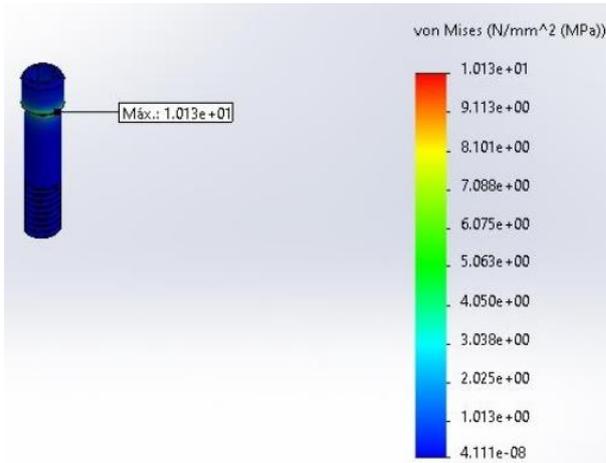


Grafico 2a. Aplicación de fuerza vertical de 150 N, MEF 2

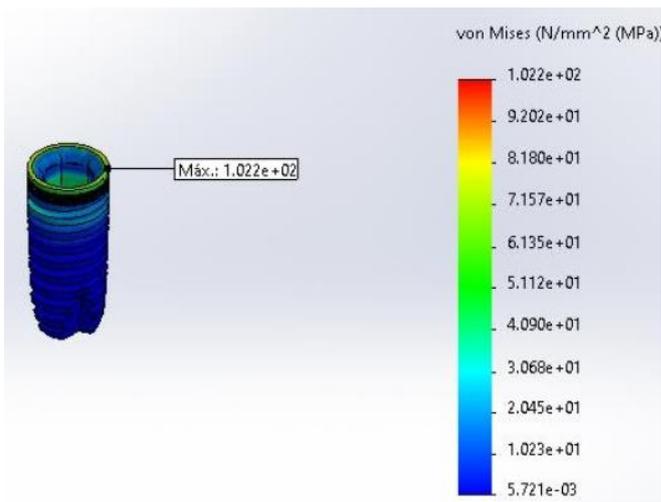


Grafico 2b. Aplicación de fuerza vertical de 150 N, MEF 2

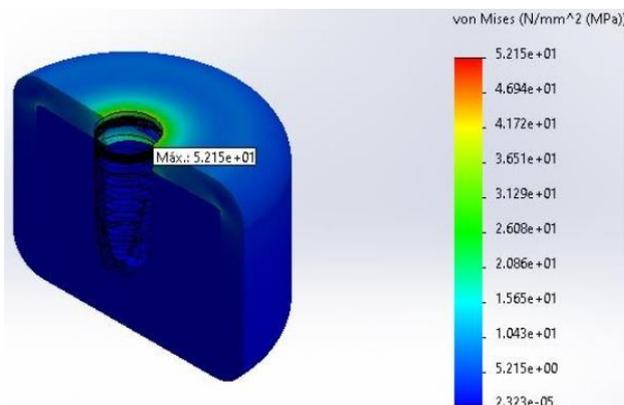


Grafico 2c. Aplicación de fuerza vertical de 150 N, MEF 2

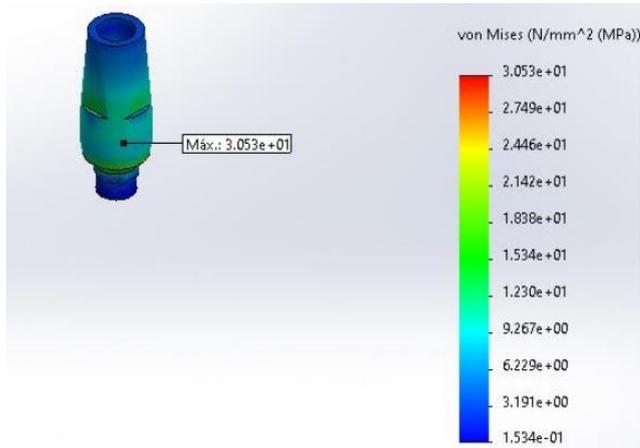


Grafico 2d. Aplicación de fuerza vertical de 150 N, MEF 2

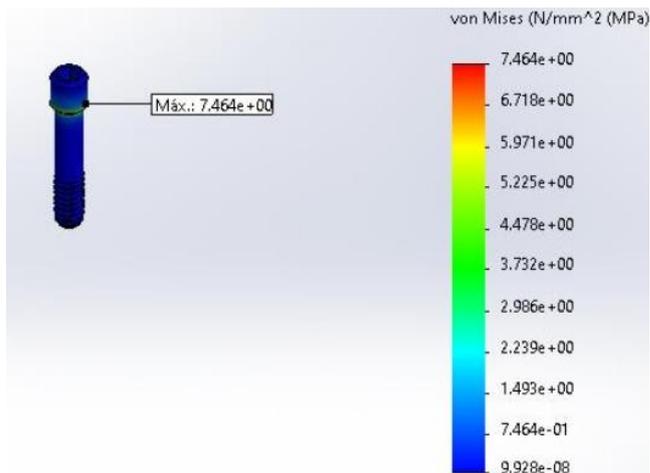


Grafico 3a. Aplicación de fuerza vertical de 150 N, MEF 3

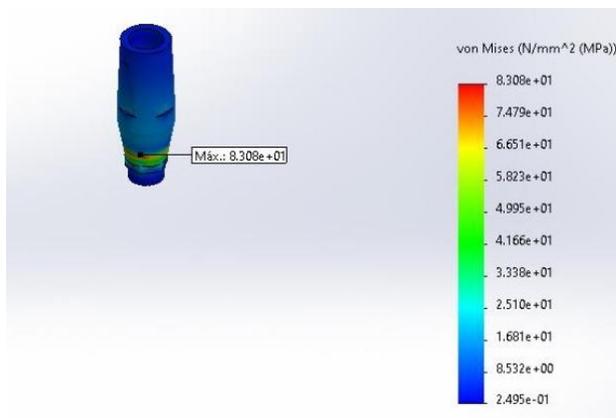


Grafico 3b. Aplicación de fuerza vertical de 150 N, MEF 3

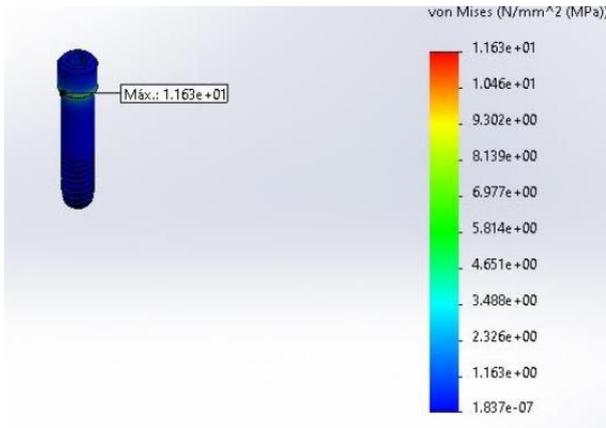


Grafico 3c. Aplicación de fuerza vertical de 150 N, MEF 3

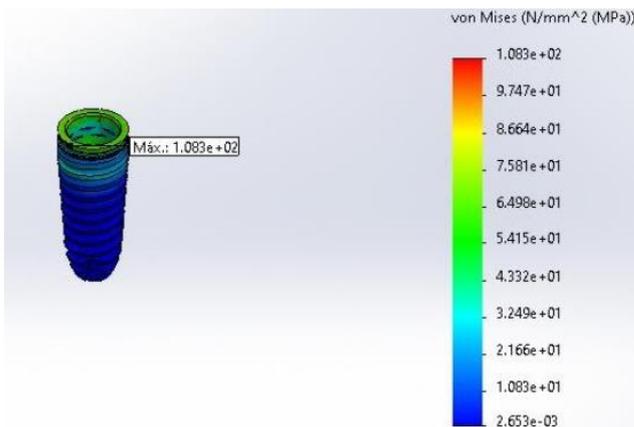


Grafico 3d. Aplicación de fuerza vertical de 150 N, MEF 3

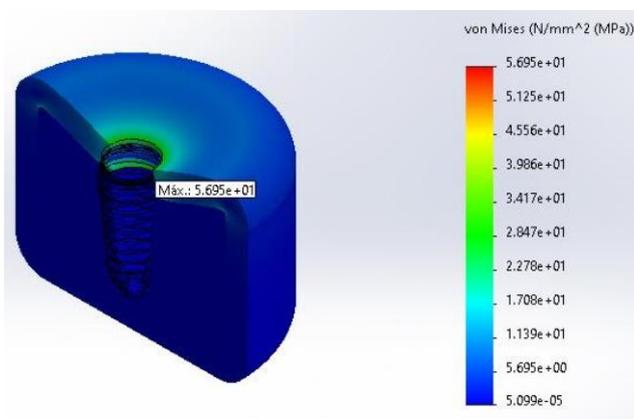


Tabla 3. Propiedades de los materiales de las distintas partes de los modelos de elementos finitos creados mediante el programa “SolidWorks 2020”

MATERIAL	DENSIDAD kg/m³	COEFICIENTE DE POISSON	MÓDULO DE YOUNG (MPa)	LÍMITE DE ELASTICIDAD (MPa)
TITANIO GRADO 4	4510	0.37	105.000	500
TITANIO GRADO 5	4500	0.35	110.000	870
HUESO CORTICAL	1500	0.3	13.700	150
HUESO TRABECULAR	50	0.3	1.370	130