

Análisis estructural mediante elementos finitos de implantes dentales bajo defectos de fabricación y montaje.

Cristian De Jesús Contreras Pérez

Trabajo de Grado presentado como requisito para optar al título de Ingeniero Mecánico

Director:

Octavio Andrés Gonzales Estrada

PhD. en Ingeniería Mecánica y de Materiales

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas

Escuela de Ingeniería Mecánica

Bucaramanga

2019

Contenido

	Pág.
Introducción	10
1. Objetivos	14
1.1 Objetivo General	14
1.2 Objetivos Específicos.....	14
2. Materiales y Métodos.....	15
2.1 Especificaciones de la geometría	15
2.2 Segmentación del modelo óseo.....	15
2.3 Implante dental.....	17
2.4 Tipo de elemento y propiedades del material	18
2.5 Modelo de elementos finitos	19
2.6 Condiciones de frontera y cargas	20
3. Resultados	23
3.1 Implante correctamente alineado	26
3.2 Implante con ángulos de desviación	27
4. Conclusiones	31
5. Recomendaciones	34
Referencias bibliográficas.....	35

Lista de Figuras

	Pág.
<i>Figura 1.</i> Imagen de resonancia del molar superior derecho con el implante dental (a) vista coronal (b) vista sagital	16
<i>Figura 2.</i> Modelo tridimensional del implante (a) implante y pilar, (b) conjunto tejido óseo e implante.....	18
<i>Figura 3.</i> Modelo final mallado (a) escala 2,5mm (b) escala 0,75mm.....	20
<i>Figura 4.</i> Condiciones de frontera del modelo D. distal, M. medial, B. bucal, L. lingual	22
<i>Figura 5.</i> Distribución de densidades en el tejido óseo del modelo por cantidad de elementos (a)escala de grises (b)materiales (c) materiales en el modelo.....	24
<i>Figura 6.</i> Resultados implante correctamente alineado (a)distribución esfuerzos Von Mises (b)distribución deformaciones	27
<i>Figura 7.</i> Resultados maxilar superior 200N a 5° (a)distribución esfuerzos Von Misses (b)distribución deformaciones	28
<i>Figura 8.</i> Resultados maxilar superior 200N a 7,5° (a)distribución esfuerzos Von Mises (b)distribución deformaciones	28
<i>Figura 9.</i> Resultados maxilar superior 200N a 10° (a)distribución esfuerzos Von Mises (b)distribución deformaciones	29
<i>Figura 10.</i> Resultados maxilar superior 200N a 12,5° (a)distribución esfuerzos Von Mises (b)distribución deformaciones	30

Figura 11. Resultados maxilar superior 200N a 15° (a)distribución esfuerzos Von Mises

(b)distribución deformaciones 31

Lista de Tablas

	Pág.
Tabla 1. <i>Valor fuerza aplicada.</i>	22
Tabla 2. <i>Resultados máximo esfuerzo equivalente (Von Mises) y deformación.</i>	26
Tabla 3. <i>Esfuerzo y deformación máxima sobre el modelo hueso-implante</i>	32

Resumen

TITULO: ANÁLISIS ESTRUCTURAL MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS DE IMPLANTES DENTALES BAJO DEFECTOS DE FABRICACIÓN Y MONTAJE *.

AUTOR: Cristian De Jesús Contreras Pérez**.

PALABRAS CLAVES: Implante dental, análisis de elementos finitos, TAC, modelo gráfico, ANSYS.

El estudio realizado en este proyecto nació de la necesidad de analizar los factores de riesgo que se generan en la cavidad dental a partir de la desviación en el montaje de los implantes dentales luego de su inserción. Ya que en este procedimiento odontológico no se garantizará el éxito total, es necesario tener en cuenta factores tanto biológicos como mecánicos que pueden afectar el buen desarrollo del mismo. Para el desarrollo del proyecto se analiza el comportamiento de un implante con pilar paralelo el cual presenta una desviación de montaje, partiendo de imágenes de un implante dental real con las cuales se desarrolla el análisis estructural utilizando el método de elementos finitos para caracterizar sus propiedades mecánicas y estudiar la integridad del implante y del tejido óseo involucrado. El estudio se desarrolla con el propósito de determinar el ángulo de desviación máximo que un implante de pilar paralelo permite antes de presentar lesiones óseas permanentes o malfuncionamiento del mismo, con el fin de evitar la necesidad de utilizar un pilar en ángulo que este a su vez es un recurso a la mala práctica de la inserción del implante generando un mal funcionamiento del mismo y en las distribuciones de carga, la finalidad de este estudio es generar cual es el ángulo óptimo para obtener los resultados óptimos en el paciente.

* Proyecto de grado

** Facultad de ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Octavio Andrés Gonzales Estrada PhD. en Ingeniería Mecánica y de Materiales

Abstract

TITLE: STRUCTURAL ANALYSIS THROUGH FINAL ELEMENTS OF DENTAL IMPLANTS UNDER MANUFACTURING AND ASSEMBLY DEFECTS *.

AUTHOR: Cristian De Jesús Contreras Pérez **.

Keywords: Dental implant, Finite element analysis, TAC, Graphic model, ANSYS.

The study carried out in this project was born from the need to analyze the risk factors that will be generated in the dental cavity from the deviation in the assembly of the dental implants after their insertion. Since in this dental procedure total success will not be guaranteed, it is necessary to take into account both biological and mechanical factors that can affect its proper development. For the development of the project, the behavior of an implant with a parallel pillar is analyzed, which presents a deviation of assembly, based on images of a real dental implant with which the structural analysis is developed using the finite element method to characterize its mechanical properties and study the integrity of the implant and the bone tissue involved. The study is carried out with the purpose of determining the maximum deviation angle that a parallel abutment implant allows before presenting permanent bone lesions or malfunctioning thereof, in order to avoid the need to use an angled abutment that is in turn It is a resource to the bad practice of the implant insertion generating a malfunction of the implant and in the load distributions, and the purpose of this study is to generate what is the optimal angle to obtain the optimal results in the patient.

* Proyecto de grado

** Facultad de ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Octavio Andrés Gonzales Estrada PhD. en Ingeniería Mecánica y de Materiales

Introducción

Desde hace varias décadas el estudio de los implantes dentales y su desarrollo continuo ha sido un tema de estudio recurrente, dado que se observaron buenos resultados a partir de las primeras prácticas de este procedimiento. Por tanto se inicia la aplicación del diseño ingenieril para la construcción de implantes, basados en información obtenida de análisis estructural mediante estudios de esfuerzos y deformaciones (Weinstein, Klawitter, Anand, & Schuessler, 1976).

En 1983 (Borchers & Reichart, 1983) se realizó un estudio tridimensional de la distribución de esfuerzos en un implante dental utilizando el método de elementos finitos, y se concluyó que las zonas de mayor esfuerzo se presentan en la región del hueso alveolar y que conllevan a la reabsorción del hueso y por tanto con consecuencia de la falla del implante.

Mediante los primeros estudios realizados se evaluó el desempeño de los implantes dentales con el paso del tiempo a término de 10 años, con el objetivo de conocer las razones de falla de los mismo. Basados en muchas variables como lo son el procedimiento quirúrgico, el material utilizado y ciertas características biológicas del paciente como la edad (Moraschini, Poubel, Ferreira, & Barboza, 2015),(Bujtr, Sndor, Bojtos, Szcs, & Barabs, 2010).

John Brunski (Brunski, 1988) considera los biomateriales y la biomecánica de los implantes como un factor muy relevante de esta área de estudio, para aplicar el diseño ingenieril con el fin de resolver una necesidad. Denotando entre las propiedades del implante, que este no debería fallar si se poseen los datos exactos de las cargas típicas en los mismos.

Kitamura et al. (Kitamura, Stegaroiu, Nomura, & Miyakawa, 2004) observaron ciertas características biomecánicas de reabsorción del hueso y como aumenta o disminuye según el modelo geométrico del implante utilizado.

En el año 2001 es publicado otro estudio por Giesen et al. (Giesen, Ding, Dalstra, & Van Eijden, 2003), en el cual se comprobó que las propiedades mecánicas del hueso esponjoso dependen de la dirección de la carga y por tanto son anisotrópicas, es decir, que las características del hueso pueden tener diferentes efectos dependiendo de la dirección de aplicación de las cargas.

En 2002 Mateos et al. (Mateos, Garcia-calderon, Gonzalez-martin, Gallego, & Cabezas, 2002), plantean un protocolo quirúrgico denotando la importancia en la precisión para este tipo de prácticas a fin de evitar fallas o posibles riesgos, partiendo de un diagnostico real y un estudio minucioso. Posteriormente en 2005, P.K. Moy et al. (Moy, Medina, Shetty, & Aghaloo, 2005) estudian las plantean una relación de éxito y falla que dependen de factores como la edad, el género, ciertas condiciones médicas tales como diabetes, hipertensión y hábitos como el tabaquismo.

H. J. Chun et al. (Yang, Chung, & Park, 1996) establecen que existe ciertas diferencias entre el desempeño de un implante y un diente sano, como en la transmisión de las fuerzas siendo la más notoria. En su estudio, señalan la importancia de conocer las concentraciones de esfuerzo generadas por la geometría y las dimensiones del implante e incluso el ángulo de inclinación del implante.

En (Ding, Liao, Zhu, & Wang, 2014) se plantea que para obtener resultados exactos de una análisis estructural mediante el método de elementos finitos, se deben tener en cuenta 3 factores: una geometría similar a la estructura real, el uso de materiales similares y condiciones de limite efectivas.

Recientemente en Colombia se empezó a aplicar el método de los elementos finitos para estudios dentales con modelos anatómicos aproximados y simulación de condiciones similares a las reales, además de ampliar la información acerca de la cicatrización y correcta osteointegración de los implantes. Para el año 2010, Vanegas et al, realizan avances en el estudio de la mecanobiología analizando en detalle los diferentes factores que afectan la formación de la interfase hueso-implante conocida como osteointegración(I, I, & Ii, 2009). En el estudio incluye una revisión de todo el proceso de osteointegración desde el sangrado de la zona implante-hueso, pasando por la cicatrización y finalmente la actividad mecánica para completar el proceso evitando sobrecargar o desuso del tejido circundante.

Luego, Frank Roldán et al. (Roldán-Valencia, Escobar-Restrepo, Latorre-Correa, & Villarraga-Ossa, 2014) en 2014 realizaron un análisis lineal y no lineal de las propiedades mecánicas en la unión de un implante Zimmer, basados en un modelo creado mediante herramientas CAD, compuesto del implante, del hueso y la corona de un incisivo central superior. En este estudio compararon los esfuerzos obtenidos de cada una de las partes que componen al implante.

Mas adelante, en el 2015, se realiza un análisis mecánico de implantes dentales con nuevos materiales (Pozo, Picheira, Farak, & Ramírez, 2015) en el cual se analizaron implantes de titanio poroso. El titanio y sus aleaciones presentan una desventaja debido a la marcada diferencia de rigidez del titanio con el tejido óseo, lo cual producen el fenómeno conocido como apantallamiento de tensiones, una de las principales causas de reabsorción ósea alrededor del implante. Una posible solución es la fabricación de implantes de titanio poroso. Se realizo el estudio mecánico de los implantes de titanio empleando el método de elementos finitos con diferente porcentaje de porosidad analizando el conjunto corona-implante y la interfaz implante-hueso en condición de

carga estática, concluyendo que la mejor respuesta de cara a esta aplicación se obtiene con el titanio poroso al 40%.

El estudio de este campo con el soporte de los modelos CAD y los elementos finitos impulsa el desarrollo de nuevos materiales para los implantes dentales y mejorar los procesos quirúrgicos dentales en el país para estar a la vanguardia del tema.

Teniendo en cuenta los antecedentes en el campo de los implantes dentales se propone el realizar un análisis mecánico del conjunto del tejido óseo con un implante el cual presenta defectos de montaje aprovechando las ventajas de los elementos finitos sobre un modelo CAD basado en imágenes médicas reales de un paciente con un implante dental en el primer molar superior derecho. Al tener acceso a estas imágenes para la construcción del modelo tridimensional se obtiene resultados mayor precisión que un modelo geométrico aproximado además de obtener la distribución de densidad del tejido óseo del maxilar superior lo que permite utilizar propiedades anisotrópicas para el estudio mejorando las bases para futuros estudios mecánicos en implantes dentales.

En este caso se utilizará un implante con pilar paralelo analizando las desviación durante el montaje para determinar las fronteras del ángulo de desviación sin necesidad de utilizar pilares con ángulo para corregir esta desviación para evitar las cargas axiales propias de este tipo de pilares.

El estudio se presenta organizado de la siguiente manera: primero se muestrea la sección de materiales y métodos del desarrollo en el cual se define las condiciones del modelo para simular las cargas del implante propuestas incluyendo el modelo tridimensional y el modelo mallado, además se describe los materiales usados y los datos de entrada para el análisis con el método de elementos finitos. Luego se presenta la sección de resultados donde se muestra las distribuciones

y comparación de esfuerzos y deformaciones a lo largo de cada modelo hueso-implante con las cargas seleccionadas donde se puede analizar los puntos máximos y determinar su comportamiento. Finalmente se concluye los objetivos del trabajo y algunas recomendaciones para futuros estudios en este campo de investigación.

1. Objetivos

1.1 Objetivo General

Contribuir con el desarrollo de la misión y visión de la Universidad Industrial de Santander por medio del análisis estructural de un implante dental bajo defectos de fabricación y montaje partiendo de información médica tipo TAC utilizando el método de elementos finitos.

1.2 Objetivos Específicos

- Desarrollar un modelo geométrico tridimensional de la estructura de una prótesis parcial fija partiendo de imágenes tipo TAC.
- Modelar el mallado de la prótesis parcial fija mediante un software de análisis de elementos finitos.
- Determinar los esfuerzos y deformaciones que presenta la prótesis parcial fija por causa de desalineación.

- Evaluar los modelos obtenidos en el proceso mediante un software de análisis de elementos finitos.

2. Materiales y Métodos

2.1 Especificaciones de la geometría

Se propone un modelo computacional tridimensional de un implante dental con pilar paralelo en el maxilar superior (sección parcial del tejido óseo del maxilar superior donde está ubicado el implante) generado de imágenes médicas de un paciente real con la ayuda conjunta de software de segmentación de imágenes y modelamiento CAD. Al tener como referencia de construcción imágenes médicas (tomografías) del maxilar superior de un paciente masculino de 45 años, (aportadas por 3D Imagen Digital Laboratorio médicos y dentales de rayos X de Bucaramanga) se logra aprovechar la distribución de densidad del hueso para generar un modelo con propiedades anisotrópicas y la posición real del implante en el maxilar para obtener un modelo final más aproximado a una situación real.

2.2 Segmentación del modelo óseo

Para crear el modelo se inició a partir de las tomografías del maxilar superior de un paciente masculino de 45 años, el cual presentó una pérdida del primer molar superior derecho para

posteriormente someterse a intervención quirúrgica para la inserción de un implante con pilar paralelo dental en dicho molar. En las imágenes suministradas el paciente ya presenta inicio de osteointegración del implante, pero aún se encuentra dentro del periodo de acoplamiento del implante. Al presentarse esta osteointegración las imágenes proveen la densidad de los distintos tipos de tejido óseo alrededor del implante (tejido óseo cortical y trabecular) lo que se traduce como una distribución de propiedades mecánicas del maxilar superior más aproximado.

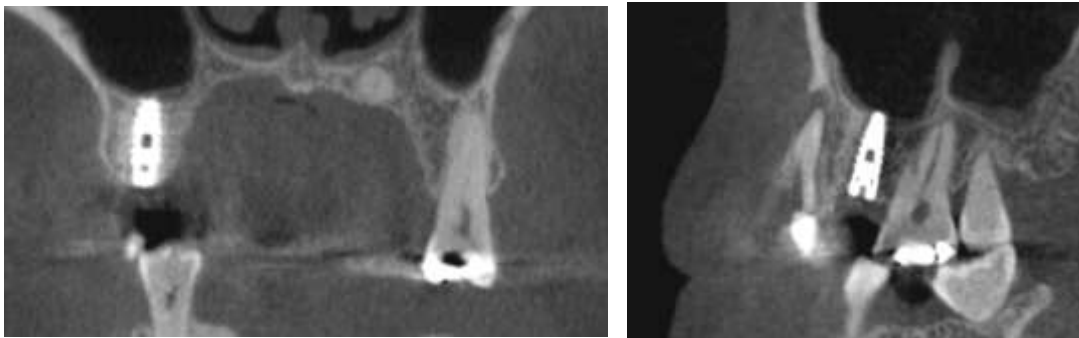


Figura 1. Imagen de resonancia del molar superior derecho con el implante dental (a) vista coronal (b) vista sagital

El proceso de segmentación se realizó usando el software Materialise Mimics. Con el software se seleccionó la porción del maxilar superior que contiene el implante en el cual se va a realizar el estudio reconstruyendo y suavizando la zona para reducir las crestas de la superficie que puedan generar geometrías complicadas que aumenten innecesariamente el tiempo de cálculo. Luego se incorpora el implante con el pilar (tornillo), los cuales se crearon en un software de diseño CAD, teniendo como referencia la posición del implante de las imágenes. Se realiza de esta manera ya que el modelo del implante obtenido de la tomografía no es totalmente fidedigno a un implante real debido a los ruidos en las imágenes generados durante la obtención de la tomografía del paciente.

2.3 Implante dental

Existen más de 150 compañías que producen componentes de implantes dentales. Las más conocidas y líderes del mercado son Straumann y Nobel Biocare, sin embargo, estas marcas no están muy presentes en el mercado latinoamericano, en esta zona del continente los implantes más utilizados son los de la compañía BioHorizon. Por este motivo se seleccionó el implante interno cónico de BioHorizon, (ref. TLX3409) el cual está fabricado de aleación de titanio (Ti-6Al-4V), uno de los más resistentes por parte de BioHorizon. Se usan las propiedades de esta aleación de acuerdo con la ASTM F 136.

Este tipo de implante tiene una rosca cuadrada externa la cual provee mayor área de contacto con el tejido óseo aumentando la distribución de las cargas de presión y compresión del implante dando mayor estabilidad al mismo (Meirelles, Brånemark, Albrektsson, & Feng, n.d.).

Se utilizó el software SolidWorks® para construir el modelo CAD del implante y pilar paralelo seleccionado para posteriormente añadirlo al tejido óseo generado anteriormente. Este ensamble se completó utilizando la herramienta Materialise 3-Matic para mantener las densidades del hueso.



Figura 2. Modelo tridimensional del implante (a) implante y pilar, (b) conjunto tejido óseo e implante

2.4 Tipo de elemento y propiedades del material

Para las propiedades del tejido óseo se tuvo en cuenta la escala de Hounsfield para determinar la calidad del hueso. La escala de Hounsfield describe la densidad de una imagen tomográfica en un punto determinado en unidades de Hounsfield (HU) donde -1000 HU es aire y +3000 HU es esmalte dental (White & Pharoah, 2015). En calidad de hueso se tiene la siguiente escala: tipo D1, >1250 HU; tipo D2, 750–1250 HU; tipo D3, 375–750 HU; tipo D4, <375 HU (Gulsahi, 2011). Con esta escala se determinó que el tejido óseo de la paciente es Tipo D2 el cual presenta un módulo de Young de entre 500MPa y 15000MPa para el hueso cortical y trabecular (Baggi, Cappelloni, Maceri, & Vairo, 2008). El valor mínimo de módulo de Young del hueso cortical empleado para modelos isotrópicos es de 13700MPa por lo que valores inferiores a este corresponden al hueso trabecular y valores superiores a los 13700MPa corresponden a tejido óseo cortical. La distribución del módulo de Young en el modelo de tejido óseo corresponde a la variación de densidad obtenida de las tomografías para configurar el material anisotrópico.

Para la asignación de las propiedades del tejido óseo se utilizaron las tablas de relaciones entre densidad y módulo de Young encontradas en la guía de referencia del programa de segmentación utilizado (Mimics research 17.0 reference guide) Para este modelo se seleccionó las ecuaciones definidas para tejido cortical en dirección superior-inferior.

$$\rho = 335 + 28GV^{0.3} \quad (1)$$

$$E(\text{Pa}) = 240000\rho - 239300 \quad (2)$$

La escala de Hounsfield usa valores entre -1024 a 3071, para el caso del cálculo de las densidades se utilizó la escala de grises que usa valores de 0 a 4096 trasladando todos los valores de Hounsfield a un rango positivo y poderlos aplicar a las fórmulas suministradas.

En el caso del implante y el pilar se asignaron las propiedades típicas de la aleación de titanio Ti-6Al-4V de acuerdo con la ASTM F136 (Materials, 1875) con distribución isotrópica por toda la pieza, material correspondiente al implante seleccionado para el estudio BioHorizon, (ref. TLX3409)

2.5 Modelo de elementos finitos

Con el modelo tridimensional completo se pasa a realizar el mallado del mismo para su estudio de elementos finitos. Para este proceso de mallado se utilizó el software Materialise 3-Matic en donde se seleccionó un elemento tetraédrico lineal SOLID185 el cual presenta 8 nodos y 3 grados de libertad, elemento adecuado para análisis mecánicos tridimensionales. Se realizó la respectiva sensibilización de la malla (generar independencia del resultado numérico con el tamaño de la malla) aumentando el número de elementos hasta llegar a una convergencia en los resultados de

esfuerzo y deformación máximo llegando a una malla final con un total de 275701 nodos y 1658550 elementos, punto en el cual los valores de esfuerzo y deformación tienen a un mismo valor al aumentar el número de elementos. Con esta sensibilización se busca un máximo rendimiento entre el tiempo de cómputo y la veracidad de los resultados.

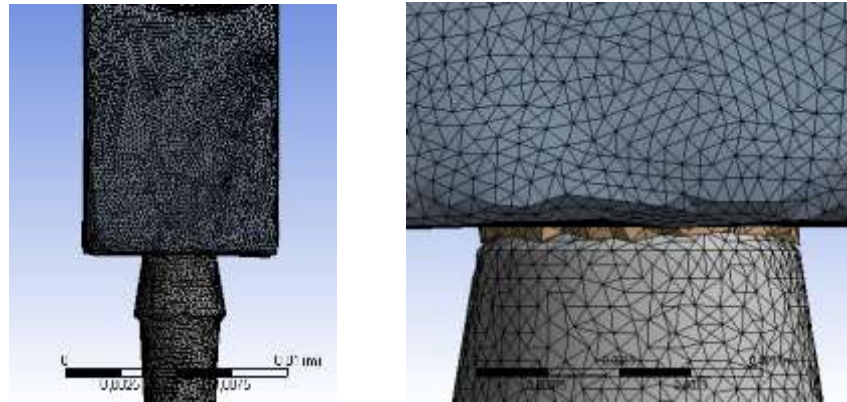


Figura 3. Modelo final mallado (a) escala 2,5mm (b) escala 0,75mm

Para realizar el estudio del modelo con el método de los elementos finitos se utilizó el software ASYS 18.1 Workbench con el soporte del módulo Static Structural. Este módulo permite realizar análisis mecánicos de objetos con cargas estáticas aplicadas.

2.6 Condiciones de frontera y cargas

Al modelo mallado se le aplican las diferentes cargas y condiciones de frontera para simular las condiciones requeridas para el desarrollo del estudio. En este estudio se va a analizar el comportamiento del implante con defectos de montaje, específicamente, la desviación en el ángulo correcto de montaje, lo que causa una mayor carga transversal en la cavidad del implante. En la literatura los valores de las fuerzas oclusales inician específicamente para la zona de los premolares

en 31N y van hasta 453N (Gelvez, Velosa Porras, & Perez Gutierrez, 2016)(Borak, Bartakova, Murakami, Medical, & Igarashi, 2011). Se propuso aplicar una carga de 200N aplicada en dirección axial del implante, la cual representa una situación de carga generada al masticar sobre un implante sin desviaciones de montaje(Himmlová, Dostálova, Kácovsky, & Konvickova, 2004). Luego se cambia el ángulo de aplicación de la fuerza sobre el plano coronal para representar las desviaciones en el montaje del implante sin necesidad de cambiar el modelo previamente generado.

Se elije analizar las desviaciones de montaje sobre implantes con pilar paralelo para determinar el límite de desviación permitido en el cual el implante es completamente funcional sin causar daños sobre el tejido óseo debido a las cargas axiales que presentan las fuerzas masticatorias con la desviación presente. El uso de este tipo de pilar es el sugerido al lograr una mejor distribución de cargas que los implantes con pilares en ángulo al mismo tiempo de ser señalados de evitar la periimplantitis al no dejar espacios entre el implante y el pilar donde puedan alojarse bacterias e infecciones(de Avila et al., 2014)

Por otra parte, se restringe el desplazamiento de los nodos en la zona distal y mesial de la sección del maxilar superior donde existe continuidad de tejido óseo en los 3 ejes de rotación y de momento. Para el contacto entre el implante y el maxilar superior se aplica un contacto tipo “bonded” que impide el desplazamiento relativo entre estas dos partes, esta condición se aplica para simular la osteointegración parcial que se presenta alrededor del implante dental del paciente.

El contacto entre el implante y el pilar también se aplicó un contacto de tipo “bonded” simulando un ajuste completo sin juego entre ambas piezas.

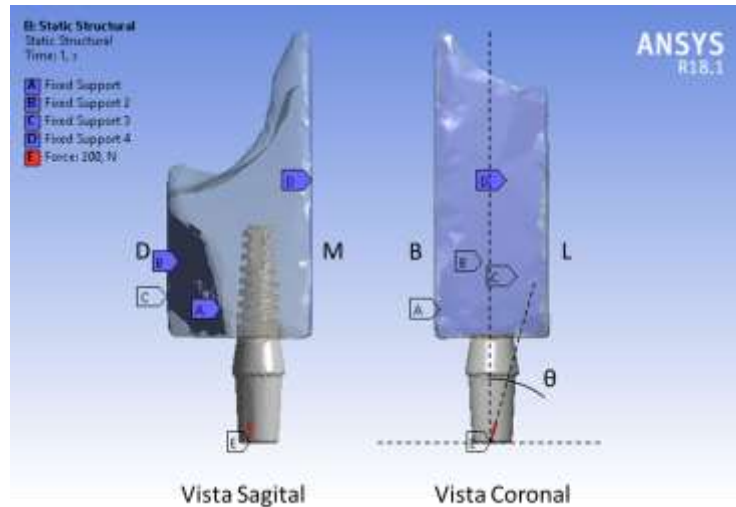


Figura 4. Condiciones de frontera del modelo D. distal, M. medial, B. bucal, L. lingual

En la Tabla 1 se muestran las componentes de la fuerza oblicua aplicada en cada uno de los casos de estudio propuestos. El ángulo se mide respecto al plano oclusal por lo que un menor ángulo significa una fuerza transversal mayor.

Tabla 1.

Valor fuerza aplicada.

Ángulo de desviación	Fuerza Transversal(N)	Fuerza Axial (N)
5°	17,43	199,24
7,5°	26,11	198,29
10°	34,73	196,96
12,5°	43,29	195,26
15°	51,76	193,19

3. Resultados

El tejido óseo simulado en el modelo presenta una distribución de propiedades mecánicas de forma anisotrópica lo cual se refiere a los diferentes valores del módulo de Young a lo largo del modelo. Para esta distribución se utiliza la variación de la densidad a lo largo del tejido que se puede obtener a partir de las imágenes médicas del paciente con el uso de la escala de Hounsfield(Khan, Warkhedkar, & Shyam, 2014). EL programa de segmentación utilizado permite asignar un módulo de Young diferente para cada rango de densidades utilizando las ecuaciones (1) y (2). En este caso se utilizó un total de 10 materiales que se aproximan a la distribución de densidades del tejido.

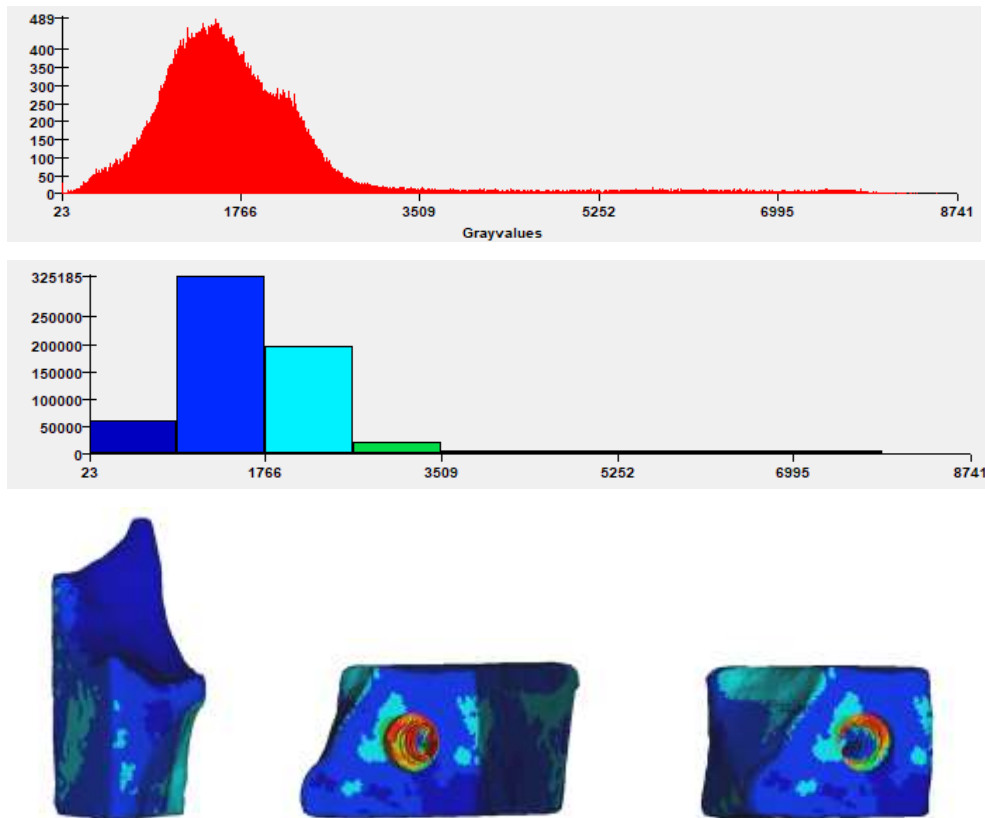


Figura 5. Distribución de densidades en el tejido óseo del modelo por cantidad de elementos (a)escala de grises (b)materiales (c) materiales en el modelo

Con la distribución de materiales obtenida se observa que el porcentaje de tejido óseo cortical es muy inferior al porcentaje de tejido trabecular, Figura 5. El tejido cortical se presenta como una delgada capa alrededor del implante con mayor concentración en la zona distal, mientras que en la zona mesial del implante poco o nada de tejido cortical aparece, este comportamiento es propio de una osteointegración en proceso, pero aun incompleta, esta región proporciona una superficie más óptima para evitar el desplazamiento del implanta y mejorar las propiedades mecánicas de este contacto una vez este completa la osteointegración. La Figura 5 muestra la cantidad de elementos que para cada valor en la escala de grises la cual corresponde a la transformada de los valores de

la escala HU a valores positivos (a). Luego se muestran la separación de esta distribución en 10 grupos de materiales con igual rango de valores, sobre la gráfica de escala de grises (b), sobre el modelo tridimensional (c).

Teniendo en cuenta la teoría mecanostática de Frost, los huesos adaptarse a las cargas aplicadas cambiando su forma sin fracturas o causar dolor. Para cargas entre $200\mu\epsilon$ y $2500\mu\epsilon$ se consideran como zona de estado estacionario, donde la mayor parte de la remodelación del hueso ocurre. Entre $2500\mu\epsilon$ y $3500\mu\epsilon$ ocurre daño por fatiga mecánica, pero el modelado óseo normalmente repara el daño causado dentro de esta zona. Cuando los niveles máximos de carga son superiores a $3500\mu\epsilon$, comienza la resorción ósea patológica. Para niveles de carga pico superiores a $25000\mu\epsilon$ conducen a una fractura catastrófica rápida.(Frost, 1996)

En el caso de los implantes dentales se puede aplicar la teoría mecanostática para fomentar el crecimiento óseo alrededor del implante por medio de aplicación de cargas en la zona, sin dichas cargas la osteointegración no se consolidara debida a que el tejido óseo (Chang, Chronopoulos, & Mattheos, 2013).El valor de deformación máxima del tejido óseo es de $3500\mu\epsilon$, valores superiores a este valor se consideran perjudiciales para la estructura del hueso por fatiga y para estimular la osteointegración se requiere un valor mínimo de $200\mu\epsilon$, valores inferiores se presentan como pérdida de masa ósea por la no estimulación del tejido (Saab, Griggs, Powers, & Engelmeier, 2007), Además, el esfuerzo soportado por el tejido óseo cortical debe ser menor a 190MPa, y 130MPa para el tejido óseo trabecular. Estos valores se consideran como los limites fisiológicos del tejido(Baggi et al., 2008).

Tabla 2.

Resultados máximo esfuerzo equivalente (Von Mises) y deformación.

Ángulo de desviación	Esfuerzo equivalente Von Mises (MPa)	Deformación equivalente ($\mu\epsilon$)
0	13,5	1140
5°	31,3	2400
7,5°	40,1	3040
10°	48,9	3700
12,5°	57,58	4400
15°	73,6	5470

En el proceso de análisis de resultados se observa que los esfuerzos generados en el implante y en el pilar no superan los límites mecánicos de la aleación de titanio Ti-6Al-4V, por lo tanto, el análisis se centra específicamente en el comportamiento del tejido del maxilar bajo las condiciones presentadas.

3.1 Implante correctamente alineado

Como primer parámetro se calculó el modelo del implante correctamente alineado para analizar el comportamiento del tejido en su fase de osteointegración parcial sin el factor externo de la desalineación del implante. Para la simulación de esta condición se aplica una fuerza de 200N en dirección axial, fuerza generada sobre el implante durante el movimiento maxilar al masticar.

Los resultados de la Figura 6 muestran la distribución de esfuerzos y deformaciones sobre la cavidad del implante correctamente alineado. Este modelo presenta una distribución de esfuerzos uniforme a lo largo de la cavidad con un valor máximo de 13,5MPa sobre el contacto de la rosca

del implante con el maxilar. De igual forma, las deformaciones se distribuyen por la cavidad con valores superiores a las $200\mu\epsilon$ beneficiando a la producción de tejido óseo en esa zona.

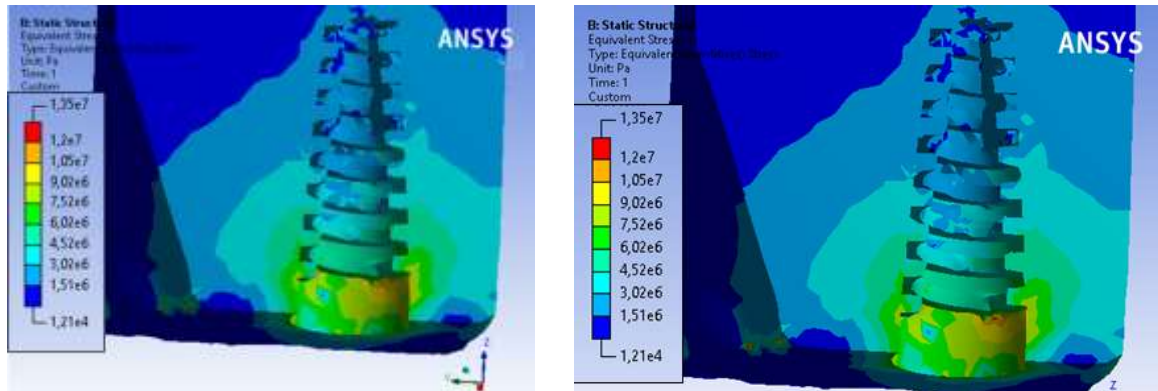


Figura 6. Resultados implante correctamente alineado (a)distribución esfuerzos Von Mises (b)distribución deformaciones

3.2 Implante con ángulos de desviación

Teniendo el comportamiento del molar con osteointegración parcial como referencia, se aplican las condiciones de desviación sobre el modelo para analizar la distribución de esfuerzos y deformaciones sobre el tejido óseo. Para simular esta desviación se propone aplicar la misma carga, pero con un ángulo de inclinación en el plano coronal, lo cual aumenta las cargas transversales en el modelo afectando la distribución de esfuerzos a lo largo del implante y el maxilar(Korabi, Shemtov-Yona, Dorogoy, & Rittel, 2017).

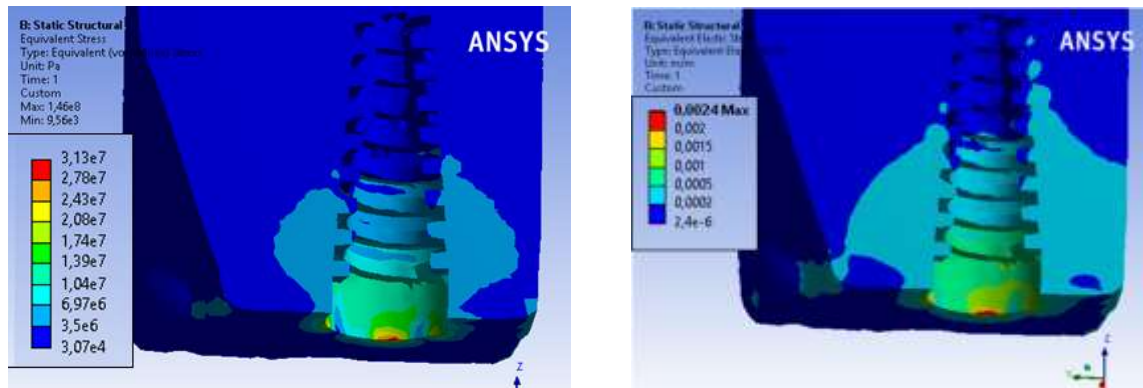


Figura 7. Resultados maxilar superior 200N a 5° (a)distribución esfuerzos Von Misses (b)distribución deformaciones

En la Figura 7 se observa la misma distribución de esfuerzos y deformaciones que el modelo con un ángulo de desviación de 5° respecto al eje axial. Con esta desviación el maxilar empieza a presentar una mayor deformación en la zona lingual y bucal a la altura del cuello de la cavidad del implante, además de presentar valores de deformación por encima de los 200 $\mu\epsilon$ para su correcta osteointegración(Chang et al., 2013).

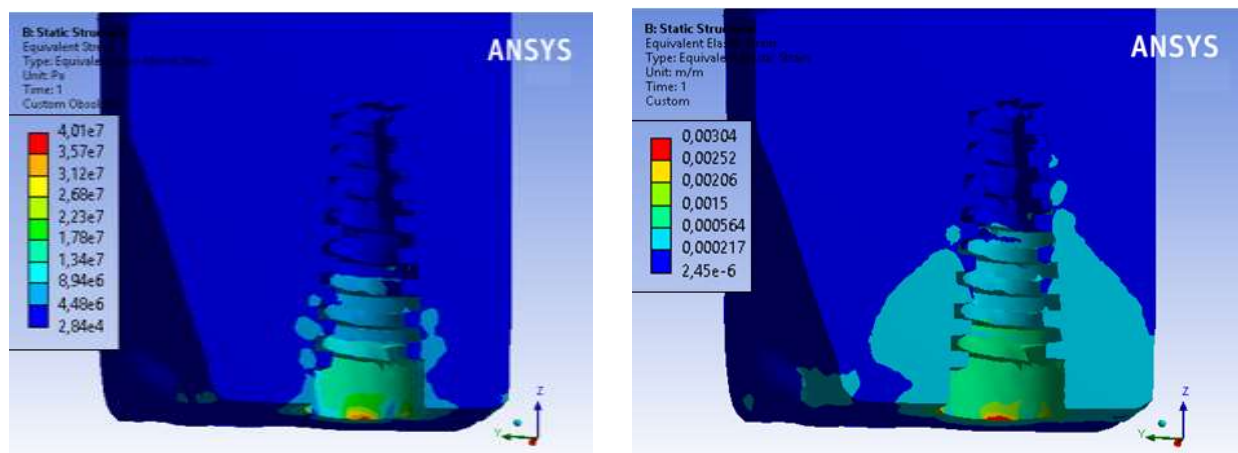


Figura 8. Resultados maxilar superior 200N a 7,5° (a)distribución esfuerzos Von Mises (b)distribución deformaciones

Con esta pequeña desviación el modelo presenta un esfuerzo máximo de 31,3MPa situado en la parte lingual del cuello de la cavidad causada por las cargas transversales sobre el implante sin llegar a afectar la integridad del tejido.

Para el caso de una desviación de $7,5^\circ$ la distribución de esfuerzos y deformaciones es similar al anterior caso. La Figura 8 muestra un aumento en el valor máximo de esfuerzo a 40,1MPa en la zona del cuello de la cavidad, pero sin sobrepasar a valores nocivos para el tejido. En cuando a deformación elástica del tejido, se presenta un pico superior a las $3000\mu\epsilon$ sobre un área mínima en el cuello de la cavidad. Puede considerarse como el punto límite para promover la reestructuración del tejido óseo alrededor del implante sin presentar deformaciones morfológicas que puedan afectar la funcionalidad del conjunto hueso-implante(Joos, Büchter, Wiesmann, & Meyer, 2005).

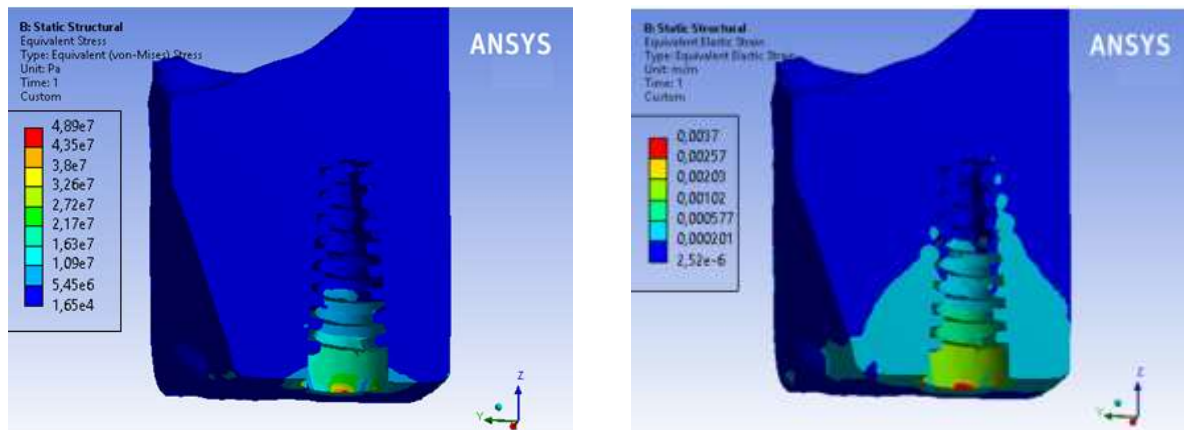


Figura 9. Resultados maxilar superior 200N a 10° (a)distribución esfuerzos Von Mises (b)distribución deformaciones

Al presentar una desviación de 10° , los valores de deformación a lo largo de la cavidad del implante están por encima de los $200\mu\epsilon$ lo que sugiere un crecimiento óseo correcto para la osteointegración completa. Pero, por otra parte, en el cuello de la cavidad se presenta un pico importante de alta micro deformación ($3700\mu\epsilon$) que puede manifestarse como crecimiento errático

del tejido óseo en esa zona a largo plazo(Chang et al., 2013). Los esfuerzos generados con esta inclinación no superan los 48,9MPa, muy por debajo del límite fisiológico tanto del tejido trabecular como del tejido cortical siendo el principal defecto la malformación del tejido si la carga persiste por tiempos prolongados.

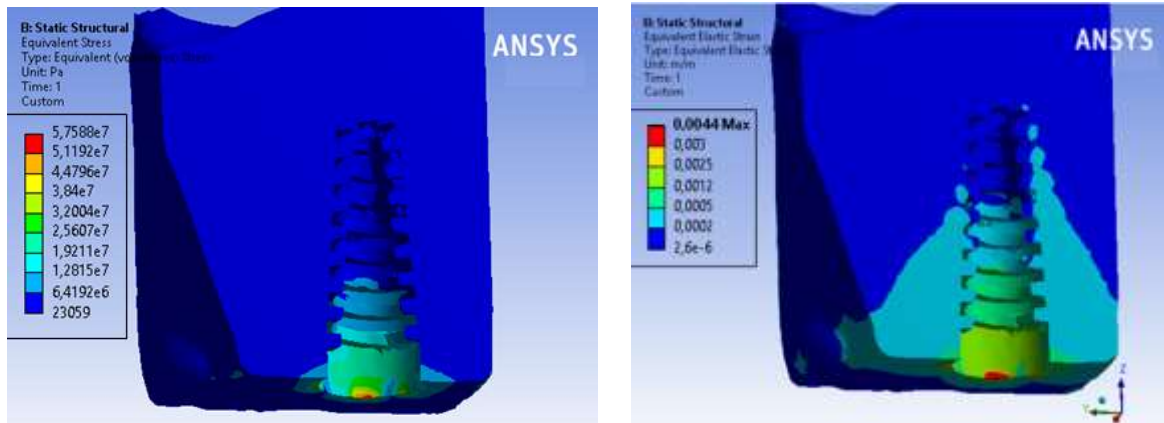


Figura 10. Resultados maxilar superior 200N a 12,5° (a)distribución esfuerzos Von Mises (b)distribución deformaciones

Llegando a los 12,5° de desviación respecto al eje axial del implante se crean puntos de alta deformación en la zona bucal y lingual del cuello de la cavidad que superan las 4000 $\mu\epsilon$ lo que se considera una carga perjudicial según la teoría de Frost, en este punto se crea un cicatrizado patológica causando pequeñas malformaciones en el hueso que traerán complicaciones para el implante y el desarrollo normal de la masticación

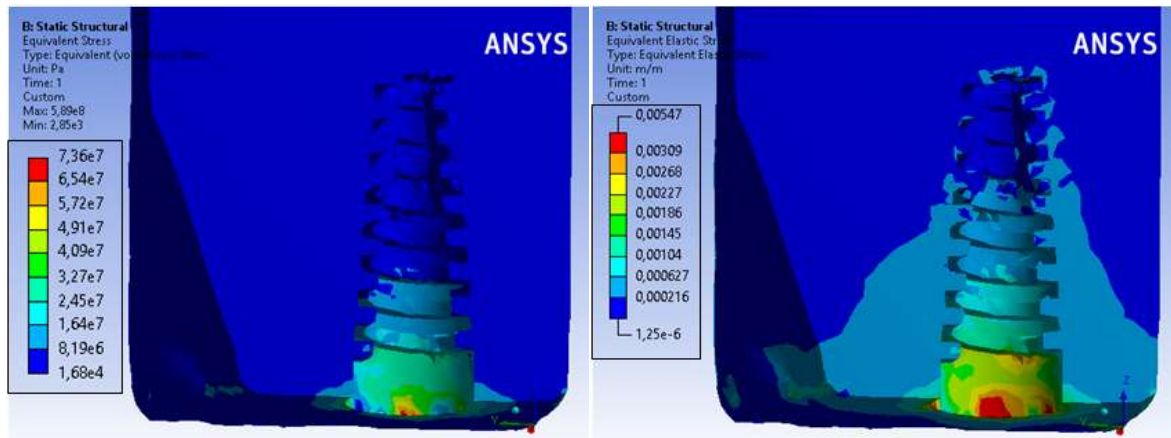


Figura 11. Resultados maxilar superior 200N a 15° (a)distribución esfuerzos Von Mises (b)distribución deformaciones

Para el último caso, se presenta una desviación considerable de 15° respecto al eje axial del implante. A partir de este grado de desviación el área con altos valores de deformación se extiende en todas las direcciones del cuello de la cavidad causando, al igual que el anterior caso, una cicatrización patológica en el contacto entre el implante y el pilar en mayor proporción. Esto conlleva a inclinar el pilar y la corona causando fuerzas oblicuas que aumentan las cargas axiales por lo que en periodos largos puede llegar a una fractura del maxilar.

4. Conclusiones

Partiendo de imágenes médicas tipo TAC se realizó un análisis mecánico de un implante dental con defectos de alineación en su montaje con el uso del método de los elementos finitos y el soporte del software ANSYS. Con este estudio se obtienen resultados bastante aproximados de la

distribución de cargas a lo largo del maxilar en la zona del implante a partir de un modelo geométrico construido con herramientas CAD.

Tabla 3.

Esfuerzo y deformación máxima sobre el modelo hueso-implante

Ángulo de desviación	Tejido Óseo		Implante	
	Esfuerzo equivalente Von Mises (MPa)	Deformación equivalente ($\mu\epsilon$)	Esfuerzo equivalente Von Mises (MPa)	Deformación equivalente ($\mu\epsilon$)
0	13,5	1140	126,27	1798
5°	31,3	2400	146,14	1648
7,5°	40,1	3040	188,35	2127
10°	48,9	3700	230,17	2601
12,5°	57,58	4400	271,6	3071
15°	73,6	5470	589,15	6469

Con los resultados obtenidos se puede realizar fácilmente la comparación en el comportamiento mecánico del tejido óseo con desviaciones de montaje de implantes dentales y sus consecuencias. Para desviaciones menores a los 7,5° con respecto al eje axial, la región hueso-implante no presenta mayores complicaciones debido a que las cargas transversales causadas por esta desviación no son lo suficientemente significativas para generar problemas en la estructura del maxilar o afectar la correcta osteointegración del implante. Para estos casos, una intervención de corrección no sería necesaria y el implante puede ser completamente funcional

Cuando el caso de desviación presenta valores superiores a los 12,5° el tejido óseo ya se empieza a comportar de forma diferente. Las deformaciones causadas por las cargas sobre el implante desviado causan un malfuncionamiento de la cicatrización del tejido en su proceso de

restauración y remodelación al sobrepasar los límites fisiológicos de este tipo de tejido. Debido a esto, la intervención para la corrección del implante debe ser realizada a corto plazo, de no ser corregida esta situación, el maxilar continuara con la cicatrización patológica que puede empezar a causar complicaciones aún mayores, desde una periimplantitis debido a la porosidad generada durante la cicatrización patológica del maxilar(Urbe et al., 2003) hasta la caída del implante.

Para corregir esta desviación se puede elegir el cambio de pilar paralelo por uno inclinado que contrarreste esta desviación, de este modo no es necesario una nueva intervención quirúrgica para corregir el problema, sin embargo se debe realizar antes de empezar a presentar la cicatrización patológica(de Molon et al., 2014). Si el hueso ya presenta inicio de cicatrización patológica este método ya no será viable por las altas probabilidades de desarrollar una periimplantitis en esa zona, en este caso la intervención quirúrgica será necesaria para la remisión del tejido afecta y el montaje del implante una vez más.

En el caso del modelo con una desviación de 15° se presenta como un caso crítico, ya el registro de desviaciones con ángulos mayores a este valor son casi nulos(Ozan, Turkeyilmaz, Ersoy, McGlumphy, & Rosenstiel, 2009).

Como resultado más importante del estudio se tiene el límite de $\pm 7.5^\circ$ en la desviación de montaje de implantes dentales. Dentro de este limite el implante es completamente funcional permitiendo la correcta osteointegración y evitando las fracturas o remodelaciones no deseadas del tejido óseo del maxilar alrededor del implante.

Este estudio muestra la sensibilidad del tejido óseo del maxilar a las cargas transversales. El comportamiento del maxilar con pequeñas desviaciones en el montaje causa una remodelación completa del tejido alrededor del implante, debido a esto la importancia de aplicar e implementar nuevos métodos que permitan el correcto montaje de los implantes dentales. Además, traza un

límite en la desviación máxima que puede tener un implante con pilar paralelo sin causar problemas en su funcionalidad por lo que se pueden desarrollar métodos de alineación durante la intervención quirúrgica con referencias macroscópicas y asistencia de imágenes médicas en conjunto con modelos CAD teniendo en cuenta límite de desviación obtenido. De este modo se evita el uso de pilares con ángulo los cuales presenta una mayor carga para el tejido óseo que el paralelo además de aumentar el riesgo de la proliferación de bacterias en el contacto implante-pilar lo que puede causar enfermedades periodontales.(de Avila et al., 2014)

5. Recomendaciones

En el presente estudio se analizó el comportamiento mecánico del tejido óseo del maxilar cuando se presenta una desviación en la colocación de un implante dental. Las imágenes médicas obtenidas del maxilar del cual se extrajeron los datos para la distribución anisotrópica del maxilar presentaban una osteointegración parcial, esto puede causar variaciones en los resultados reales debido a que al tener una osteointegración completa, además, se realizó el estudio con una carga estática para ejemplificar la masticación, siendo este movimiento una carga cíclica por lo que se recomienda realizar un nuevo estudio de desviaciones en la colocación de implantes dentales con base en un paciente con osteointegración completa bajo un análisis de fatiga para simular de una mejor manera la masticación.

Referencias bibliográficas

- Baggi, L., Cappelloni, I., Maceri, F., & Vairo, G. (2008). Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 16(8), 971–987. <https://doi.org/10.1016/j.simpat.2008.05.009>
- Borak, L., Bartakova, S., Murakami, N., Medical, T., & Igarashi, Y. (2011). Bilinear elastic property of the periodontal ligament for simulation using a finite element mandible model Bilinear elastic property of the periodontal ligament for simulation using a finite element mandible model, (July). <https://doi.org/10.4012/dmj.2010-170>
- Borchers, L., & Reichart, P. (1983). Three-dimensional Stress Distribution Around a Dental Implant at Different Stages of Interface Development. *Journal of Dental Research*, 62(2), 155–159. <https://doi.org/10.1177/00220345830620021401>
- Brunski, J. B. (1988). Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 3(2), 85–97.
- Bujtr, P., Sndor, G. K. B., Bojtos, A., Szcs, A., & Barabs, J. (2010). Finite element analysis of the human mandible at 3 different stages of life. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 110(3), 301–309. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2010.01.025>
- Chang, M., Chronopoulos, V., & Mattheos, N. (2013). Impact of excessive occlusal load on successfully- osseointegrated dental implants: a literature review, 142–150. <https://doi.org/10.1111/jicd.12036>
- De Avila, É. D., de Molon, R. S., de Barros-Filho, L. A. B., de Andrade, M. F., Mollo, F. de A., & de Barros, L. A. B. (2014). Correction of Malpositioned Implants through Periodontal Surgery and Prosthetic Rehabilitation Using Angled Abutment. *Case Reports in Dentistry*, 2014, 1–9. <https://doi.org/10.1155/2014/702630>

- De Molon, R. S., de Avila, E. D., Cirelli, J. A., Cardoso, M. de A., Capelozza-Filho, L., & Borelli Barros, L. A. (2014). Optimizing Maxillary Aesthetics of a Severe Compromised Tooth through Orthodontic Movement and Dental Implants. *Case Reports in Dentistry*, 2014, 1–10. <https://doi.org/10.1155/2014/103808>
- Ding, X., Liao, S. H., Zhu, X. H., & Wang, H. M. (2014). Influence of orthotropy on biomechanics of peri-implant bone in complete mandible model with full dentition. *BioMed Research International*, 2014. <https://doi.org/10.1155/2014/709398>
- Frost, H. M. (1996). Perspectives: A Proposed General Model of the “Mechanostat,” 147, 139–147.
- Gelvez, M. A., Velosa Porras, J., & Perez Gutierrez, B. (2016). Efecto de las fuerzas oclusales sobre el periodonto analizado por elementos finitos. *Univ Odontol.*, 35(74), 85–92.
- Giesen, E. B. W., Ding, M., Dalstra, M., & Van Eijden, T. M. G. J. (2003). Reduced mechanical load decreases the density, stiffness, and strength of cancellous bone of the mandibular condyle. *Clinical Biomechanics*, 18(4), 358–363. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00018-4](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00018-4)
- Gulsahi, A. (2011). *Bone Quality Assessment for Dental Implants*. In *Implant Dentistry*. INTECH Open Access Publisher.
- Himmlová, L., Dostálova, T., Kácvosky, A., & Konvickova, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY*, 91(1), 20–25.
- I, J. C. V. A., I, N. S. L. P., & Ii, D. A. G. (2009). Generalidades de la interfase hueso-implante dental Basic principles of bone-dental implant interphase, 28(3), 130–146.
- Joos, U., Büchter, A., Wiesmann, H.-P., & Meyer, U. (2005). Strain driven fast osseointegration of implants. *Head & Face Medicine*, 1(1), 4–7. <https://doi.org/10.1186/1746-160x-1-6>
- Khan, S. N., Warkhedkar, R. M., & Shyam, A. K. (2014). Analysis of Hounsfield Unit of Human Bones for Strength Evaluation. *Procedia Materials Science*, 6(2006), 512–519. <https://doi.org/10.1016/j.mspro.2014.07.065>

- Kitamura, E., Stegaroiu, R., Nomura, S., & Miyakawa, O. (2004). Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: Considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 15(4), 401–412. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01022.x>
- Korabi, R., Shemtov-Yona, K., Dorogoy, A., & Rittel, D. (2017). The Failure Envelope Concept Applied to the Bone-Dental Implant System. *Scientific Reports*, 7(1), 1–11. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-02282-2>
- Mateos, L., Garcia-calderon, M., Gonzalez-martin, M., Gallego, D., & Cabezas, J. (2002). Inserción de implantes dentales en la apófisis pterigoides : Una alternativa en el tratamiento rehabilitador del maxilar posterior atrófico. *Av Periodon Implantol*, 14(1), 37–46.
- Materials, A. S. for T. and. (1875). *Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS.*
- Meirelles, L., Brånemark, P., Albrektsson, T., & Feng, C. (n.d.). Histological Evaluation of Bone Formation Adjacent to Dental Implants with a Novel Apical Chamber Design : Preliminary Data in, 1–8. <https://doi.org/10.1111/cid.12139>
- Moraschini, V., Poubel, L. A. D. C., Ferreira, V. F., & Barboza, E. D. S. P. (2015). Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: A systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 44(3), 377–388. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2014.10.023>
- Moy, P. K., Medina, D., Shetty, V., & Aghaloo, T. L. (2005). Dental implant failure rates and associated risk factors. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(4), 569–77.
- Ozan, O., Turkyilmaz, I., Ersoy, A. E., McGlumphy, E. A., & Rosenstiel, S. F. (2009). Clinical Accuracy of 3 Different Types of Computed Tomography-Derived Stereolithographic Surgical Guides in Implant Placement. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(2), 394–401. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2008.09.033>
- Pozo, L. P., Picheira, F. B., Farak, S. L., & Ramírez, C. A. (2015). Análisis de esfuerzos mediante el método de elementos finitos de implantes dentales de titanio poroso Stress analysis of porous titanium dental implants by using the finite element method, 33, 80–97. <https://doi.org/10.14482/inde.33.1.6153>

- Roldán-Valencia, F. M., Escobar-Restrepo, J. C., Latorre-Correa, F., & Villarraga-Ossa, J. (2014). Análisis lineal y no lineal de los esfuerzos en pilares de circonio preformados. Elementos finitos. *Revista Ingeniería Biomédica*, 8(16), 39–50. Retrieved from <http://repository.eia.edu.co/revistas/index.php/BME/article/view/651>
- Saab, X. E., Griggs, J. A., Powers, J. M., & Engelmeier, R. L. (2007). Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY*, (February).
- Uribe, R., Peñarrocha, M., Sanchis, J. M., García, O., Cirugía, M. De, & Universidad, O. (2003). Periimplantitis marginal por sobrecarga oclusal . A propósito de un caso Marginal peri-implantitis due to occlusal overload . A case. *Medicina Oral*, (1), 1–4.
- Weinstein, M. A., Klawitter, J. J., Anand, C. S., & Schuessler, R. (1976). Stress Analysis of Porous Rooted Dental Implants. *The Journal of Dental Research*, 55, 772–777.
- White, S. C., & Pharoah, M. J. (2015). *Oral Radiology Principles and Interpretation* (6ta ed.).
- Yang, H.-S., Chung, H.-J., & Park, Y.-J. (1996). Stress analysis of a cantilevered fixed partial denture with normal and reduced bone support. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(4), 424–430. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(96\)90549-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(96)90549-1)