



FACULTAD DE POSGRADO

Comparación de zonas de estrés entre implantes dentales personalizados sinterizados, implantes dentales convencionales y piezas dentales mediante el método de elemento finito.

AUTOR

DANIEL EDUARDO APONTE MOLINA

AÑO
2019



Facultad de Posgrado

Comparación de zonas de estrés entre implantes dentales personalizados sinterizados, implantes convencionales y piezas dentales mediante el método de elemento finito.

Trabajo de Titulación presentado en conformidad con los requisitos establecidos para optar por el título de la Especialidad Médica en Rehabilitación Oral

Profesor Guía

Phd. Byron Velásquez Ron

Autor

Od. Daniel Eduardo Aponte Molina

Año

2019

DECLARACIÓN PROFESOR GUIA

"Declaro haber dirigido el trabajo, Comparación de zonas de estrés entre implantes dentales personalizados sinterizados, implantes convencionales y piezas dentales mediante el método de elemento finito, a través de reuniones periódicas con el estudiante Daniel Eduardo Aponte Molina, en el semestre 2020-00, orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación".

Phd. Byron Velásquez Ron.

170595647-0

DECLARACIÓN DEL PROFESOR CORRECTOR

"Declaro haber revisado este trabajo, , Comparación de zonas de estrés entre implantes dentales personalizados sinterizados, implantes convencionales y piezas dentales mediante el método de elemento finito, del estudiante Daniel Eduardo Aponte Molina , en el semestre 2020-00, dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación"

Dr. Pablo Alfredo Quintana Ramirez

170858660-5

DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE

"Declaro que este trabajo es original, de mi autoría, que se han citado las fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes."

Od. Daniel Eduardo Aponte Molina

175791714-9

Agradecimientos

A Dios por sus bendiciones.

A mi Padre que, con su guía, su amor y su ejemplo me han puesto en donde estoy ahora.

A mi Madre por cariño, por sus consejos y ayudarme en cualquier circunstancia de mí vida.

Dedicatoria

Dedicada a mis padres, mi hermano,
mi sobrino y mis abuelas donde sea
que estén.

Y a mi país Venezuela que tanto me
dio.

Resumen

Objetivo: Comparar las zonas de estrés entre implantes dentales personalizados sinterizados, implantes convencionales y piezas dentales mediante el método de elemento finito. **Introducción:** Los implantes de diseño personalizado son uno de los tratamientos que gracias a las nuevas tecnologías están avanzando más para la técnica de colocación inmediata post extracción. Se realizará una comparación con el método de elementos finitos generando una carga de estrés oclusal para hacer una comparación de los implantes convencionales y los implantes de diseño personalizado, en relación con un diente natural para así observar cual se asemejará más y disipará mejor las fuerzas. **Material y métodos:** Mediante modelos computacionales se generarán 3 modelos; un implante convencional, un implante personalizado y un diente natural; serán sometidos a 3 fuerzas fijas y con el método de elementos finitos analizaremos la distribución del estrés generado. **Resultados:** Se observaron diferencias importantes en los dos modelos de implantes (convencional y personalizado sinterizado) en relación con el diente natural. Se presenta que el implante personalizado al tener menos estructuras en comparación con el implante convencional tendrá una mejor distribución del estrés. **Conclusiones:** Con este estudio determinamos que el implante de diseño personalizado distribuye mejor las fuerzas oclusales en todo su eje, presenta una mejor alternativa para mantener hueso y tejido conectivo; aparte de mejorar el perfil de emergencia, gracias a que tiene una circunferencia mayor. Con este tipo de implantes no existe la posibilidad de fractura de abutment definitivos o tornillos pasantes.

Palabras claves: implante dental, implante personalizado, análisis de estrés, sinterizado laser, CAD/CAM, oseointegración.

Abstract

Objective: to compare the stress zones between sintered custom dental implants, conventional implants and dental pieces using the finite element method. **Introduction:** The implants of personalized design is one of the treatments that thanks to the new technologies is advancing more for its immediate pos extraction tooth. A comparison will be made with the finite element methods generating a load of occlusal stress to make a comparison of conventional implants and custom designed implants, in relation to a natural tooth in order to observe which one will more closely resemble and dissipate the forces better. **Material and methods:** 3 models will be generated through computational models; a conventional implant, a custom implant and a natural tooth; they will be subjected to 3 fixed forces and with the finite element method we will analyze the distribution of the stress generated. **Results:** Important differences were observed in the two implants models (conventional and custom sintered) in relation to the natural tooth. Presenting that having fewer structures the custom implant with the conventional implant will have better distribution of stress. **Conclusions:** With this study we determined that the custom-designed implant better distributes occlusal forces along its axis, presents a better alternative to maintain bone and connective tissue; apart from improving the emergency profile, because it has a larger circumference. With this type of implants there is no possibility of definitive abutment fracture o through screws.

Keywords: dental implant, custom implant, stress analysis, laser sintering, CAD/CAM, osseointegration.

ÍNDICE

Capítulo I

| | |
|------------------------------------|---|
| 1. Planteamiento del problema..... | 1 |
| 2. Justificación..... | 3 |

Capitulo II

| | |
|---|----|
| 3. Marco teórico..... | 4 |
| 3.1. Historia de los implantes..... | 4 |
| 3.2. Implantes dentales convencionales..... | 4 |
| 3.3. Oseointegración..... | 5 |
| 3.3.1. Factores locales y sistémicos que afectan la oseointegración.. | 5 |
| 3.3.1.1. Factores locales..... | 6 |
| 3.3.1.2. Factores sistémicos..... | 6 |
| 3.4. Material de los implantes..... | 7 |
| 3.4.1. Biomateriales..... | 7 |
| 3.4.2. Bioingeniería..... | 8 |
| 3.5. Superficie de los implantes..... | 8 |
| 3.6. Implantes dentales de diseño personalizado..... | 8 |
| 3.7. Estrés sobre el implante..... | 10 |
| 3.8. Oclusión en implantes..... | 11 |
| 3.9. Sinterizado laser..... | 12 |
| 3.10. Elementos finitos..... | 12 |
| 3.10.1. Elementos finitos en implantes..... | 13 |
| 3.10.2. Elementos finitos sobre la corona del implante..... | 14 |
| 3.10.3. Ventajas del estudio de elementos finitos..... | 14 |
| 3.10.4. Desventajas del estudio de elementos finitos..... | 14 |

Capitulo III

| | |
|--|----|
| 4. Objetivos..... | 15 |
| 4.1. Objetivo general..... | 15 |
| 4.2. Objetivos específicos..... | 15 |
| 5. Hipótesis..... | 15 |
| 5.1. Hipótesis alternativa..... | 15 |
| 6. Materiales y métodos..... | 15 |
| 6.1. Tipo de estudio..... | 15 |
| 6.2. Muestra..... | 15 |
| 6.3. Criterios de inclusión y exclusión..... | 16 |
| 6.4. Descripción del método..... | 16 |
| 6.4.1. Modelo de preparación..... | 17 |
| 6.5. Identificación de variables..... | 20 |
| 6.6. Propiedad de los materiales..... | 20 |
| 7. Resultados..... | 21 |
| 7.1. Informe del estudio técnico simulado..... | 21 |
| 7.2. Diseño geométrico..... | 22 |
| 7.3. Casos de análisis..... | 22 |
| 7.3.1 Pieza dental natural..... | 23 |
| 7.3.2 Implante dental convencional..... | 24 |
| 7.3.3 Implante personalizado sinterizado..... | 25 |
| 7.4. Procedimiento de análisis de elementos finitos..... | 26 |
| 7.5. Análisis de elementos finitos..... | 29 |
| 7.5.1. Energía de distorsión (Von Mises)..... | 30 |
| 7.5.2. Factor de seguridad (FOS)..... | 31 |
| 7.6. Resultados de elementos finitos..... | 32 |
| 7.6.1. Resultados para pieza dental natural..... | 32 |
| 7.6.2. Resultado para implante convencional..... | 39 |

| | |
|---|----|
| 7.6.3. Resultado para implante personalizado sinterizado..... | 45 |
| 7.7. Resumen de resultados de los valores encontrados... | 51 |
| 8. Discusión..... | 51 |
| 9. Conclusiones..... | 54 |
| 10. Recomendaciones..... | 55 |
| Referencias..... | 56 |

Capítulo I

1. Planteamiento del Problema

La estructura de los implantes dentales continuamente está en evolución, el objetivo es adaptarse de manera más apropiada a los procedimientos clínicos de carga inmediata, y en los casos donde se presenta un hueso de baja densidad (Martínez, Cano, Campo, Martínez & García, 2002).

Nuevas teorías con tecnología de impresión tridimensional (3DP) producen un implante personalizado con la misma anatomía del diente perdido, como alternativa al implante de diseño convencional (roscado, recto o cónico). Con dimensiones similares a la raíz original, el implante personalizado podría proporcionar una mejor coincidencia con el alveolo (Moin, Hassan, Mercelis & Wismeijer, 2013).

El implante personalizado con impresión tridimensional (I3D) fue utilizado por primera vez para la creación de prototipos rápidos. En la odontología inicialmente se realizaron objetos individuales personalizados, que fueron fabricados por I3D en la parte de la odontología restauradora. Con la combinación de escáneres orales, los diseños por CAD/CAM y el uso de los 3DP, los laboratorios dentales pueden producir prótesis dentales y modelos de forma más rápida con una precisión excelente que la mayoría de los procedimientos convencionales (Khang & Oh, 2017).

Recientemente, varios tipos de investigación han llevado a cabo esta teoría de implantes personalizados en modelos de cadáveres, modelos animales y en ensayos clínicos. Un experimento clínico e histológico evaluó el implante personalizado colocado en un alveolo ya extraído en monos. Después de la extracción de los dientes de raíz única (incisivos centrales y laterales superiores), la fabricación del implante personalizado se realizó en un sistema CAD / CAM después de que la raíz fuera diseñada y copiada a un análogo de titanio. Los implantes eran luego insertados en los alveolos respectivos. Los hallazgos histológicos mostraron un contacto hueso-implante mineralizado promedio de $41.2 \pm 20.6\%$, lo que sugiere que la oseointegración podría ocurrir después de la

colocación de los implantes de titanio creados por una máquina de copia láser (Kohal, et al.,1997).

La impresión de implantes personalizados, colocados satisfactoriamente en 5 pacientes en la zona de premolares, se evaluaron a los 12 meses después de su colocación, observándose que estos presentaban resultados estéticos satisfactorios. Los niveles medios de hueso alrededor del implante de diseño personalizado inmediatamente después de la colocación del implante fueron de 0.59 mm (SD: 0,5), después de la restauración fueron de -0.36 (SD:1:20) y 12 meses después de función en oclusión del implante midieron -0.31 mm (SD:0.90) mostrando de esta manera ninguna evidencia de cambio en el nivel de hueso (Moin, Hassan & Wismeijer, 2018).

El reporte de un caso clínico mujer de 35 años con traumatismo en un incisivo central superior que presentó una fractura, fue evaluado con diferentes opciones de tratamientos, llegando a la conclusión después de una evaluación intraoral, radiográfica y tomográfica, que era necesario la colocación de un implante post-extracción, debido a que este mantendría el tejido gingival como el del hueso. Se decidió para este caso usar un implante personalizado (The Replicate System, Natural Dental Implants). Con la toma de unas impresiones en alginato y la utilización de información 3D se realizó la fabricación de un implante inmediato y de la corona del diente con la misma forma que se encuentra en la paciente. Le realizaron una exodoncia atraumática de la pieza afectada y se colocó el implante de diseño personalizado The Replicate System, con plasma rico en plaquetas y hueso, colocando luego un provisional sin contacto en oclusión; después de los 6 meses se realizó la confección de la corona definitiva. A los 16 meses después de la colocación del implante se observaron resultados estéticos favorables, se comparó una radiografía de ese momento con una realizada 15 meses atrás observando estabilidad en el hueso, mostrando así una función y estética favorable (Saeidi, et al., 2017).

En este sentido, el método para la comparación de zonas de estrés entre implantes dentales personalizados sinterizados, implantes convencionales y piezas dentales se realizará mediante el análisis de un estudio de elementos

finitos (EF), que implica utilizar un método computacional para medir el esfuerzo y la tensión en los diferentes elementos. Tal análisis estructural permite la determinación de la tensión resultante de la fuerza externa, la presión, el cambio térmico y de esta manera obtener resultados determinados de un sistema biológico. Las ventajas de este estudio son extremadamente útiles para indicar aspectos mecánicos de biomateriales y tejidos humanos que se dificultan de medir in vivo. Los datos recolectados pueden luego estudiarse utilizando software de visualización dentro del entorno EF para ver una variedad de parámetros e identificar completamente las implicaciones del análisis. Otra ventaja es la capacidad de reproducibilidad de los experimentos, figuradamente no hay inconvenientes éticos y los modelos generados en 3D de los estudios pueden ser modificados y cambiados de acuerdo con las necesidades que se requieran (Wakabayashi, Ona, Suzuki & Igarashi, 2008).

2. Justificación

El uso de implantes dentales personalizados constituye una manera más rápida y eficiente de rehabilitar al paciente, en casos donde no hay la suficiente cantidad o calidad de hueso para la colocación de implantes post extracción. La colocación con un implante de diseño personalizado incentiva la unión implante-hueso desde el mismo momento que se realiza, debido a que estimula la oseointegración por la unión del implante personalizado con el alveolo. Se verificarán a través de los elementos finitos las zonas de estrés que presenta el implante convencional y el de diseño personalizado, con una carga oclusal, observando la variación y distribución del estrés al momento de realizar las cargas en las restauraciones protésicas, y en el eje de estos tipos de implantes, comprobando así cual se asemejara más a un diente natural.

Capítulo II

3. Marco teórico

3.1. Historia de los implantes:

En las últimas cinco décadas la implantología dental ha evolucionado desde un tratamiento experimental a una opción predecible para reemplazar los dientes perdidos. Es una modalidad de tratamiento ampliamente utilizada en la práctica diaria para pacientes total y parcialmente edéntulos porque ofrece ventajas funcionales y biológicas significativas, con excelentes resultados a largo plazo, según lo documentado en numerosos estudios de 10 años con éxito y supervivencia a tasas superiores al 95%. Este avance en la rehabilitación oral se inició de los implantes hechos de titanio puro, los cuales logran un anclaje en el hueso proporcionando así osteointegración. El pionero más importante de la implantología moderna fue el Profesor P. I. Brånemark, que realizó los primeros estudios preclínicos y clínicos en los años 60 (Buser, Sennerby & De Bruyn, 2017).

3.2. Implantes dentales convencionales

La causa más común para la pérdida dental es la periodontitis seguidamente de la caries, traumas, y defectos genéticos (Eke, et al., 2015). El uso de implantes dentales para la rehabilitación de piezas perdidas se ha incrementado en los últimos 30 años. Este aumento de las rehabilitaciones dentales ha causado que las tecnologías para la confección de estos y su colocación se haya perfeccionado, buscando mejorar la salud oral con técnicas más rápidas y eficientes para solucionar las rehabilitaciones con implantes (Jenny, et al., 2016).

Los implantes inmediatos se refieren a la inserción después de la extracción quirúrgica del diente a ser reemplazado. La ventaja de la colocación de los implantes inmediatos está en la disminución del tiempo y la de evitar una segunda intervención quirúrgica (He, et al., 2016).

Se han utilizado implantes tipo tornillo o cilindro en la mayoría de los casos, sin cambios en el principio y solo cambios leves en el diseño. El problema asociado

con la colocación inmediata de estos implantes convencionales es su incongruencia con el alvéolo de extracción, que requiere el uso de una membrana de barrera y / o aumento óseo para evitar la pérdida del tejido conectivo o epitelio entre el implante y el alvéolo (Pirker & Kocher, 2008).

3.3. Oseointegración

La oseointegración fue definida originalmente como la interacción estructural, funcional del hueso vivo y la superficie de carga del implante (Brånemark, Hansson, Adell, et al., 1977).

El hueso vivo se puede llegar a fusionar de tal manera con la superficie de óxido del titanio de los implantes que no se puede dividir sin que se fracture el hueso. Brånemark introdujo el término de oseointegración para describir la modalidad de la fijación entre el titanio y el tejido óseo. El descubrimiento de la osteointegración ha sido un avance importante no solo para la odontología, sino para la ortopedia y las ciencias de la rehabilitación (Brånemark, Brånemark,, Rydevik & Myers, 2001).

3.3.1 Factores locales y sistémicos que afectan la osteointegración

La oseointegración de los implantes puede variar dependiendo de diferentes factores que pueden ser locales o sistémicos, esto es algo importante a tomar en cuenta al momento de realizar un procedimiento en la implantología, ya que puede afectar el resultado final del tratamiento, así como la rehabilitación, si no son tomados en cuenta (Guglielmotti, Olmeo, & Cabrini, 2019).

3.3.1.1. Factores locales

En las características locales están las propiedades del material del implante y su habilidad para la oseointegración entre los que se encuentran el titanio y el zirconio, con sus

diferentes modificaciones y preparaciones de superficie (Guglielmotti, M. et al., 2019).

Entre las causas locales tenemos iatrogenias como uno de los factores más importantes reportados en los casos donde se pierden los implantes, así como la mala planificación de estos. Otros los factores a tomar en cuenta encontramos el recalentamiento óseo al momento de la cirugía, cargas muy tempranas de los implantes sin esperar los tiempos necesarios, demasiado torque, entre las más comunes (Gorustovich & Guglielmotti, 2001).

3.3.1.2. Factores sistémicos

Los factores sistémicos pueden influir en el proceso reparador del periimplante que potencialmente afectaran la oseointegración. Entre los problemas sistémicos a tomar en cuenta, se encuentra la diabetes en el proceso de recuperación para la oseointegración, la anemia en los diferentes parámetros para la osteogénesis, causando un retraso en la cicatrización del hueso; pacientes irradiados, en la literatura está claramente estudiado donde hay un efecto en las células osteogénicas (Guglielmotti, M. et al., 2019)

3.4 Material de los implantes

El material por elección y desde su descubrimiento por Brånemark hace más de cinco décadas es el titanio para la colocación de implantes, pero con los nuevos estudios y aleaciones se han probado distintos materiales para la creación de los mismos, esto para acelerar la oseointegración y dar resultados más rápidos a los procedimientos de cargas, entre otros materiales a usar tenemos el zirconio.

También otro factor a tomar en cuenta son las preparaciones de las superficies de los implantes y materiales a usar para su fijación y estabilidad al momento de

colocarlos (Igarashi, Nakahara, Haga-Tsujimura, Kobayashi, & Watanabe, 2015).

3.4.1 Biomateriales

Un biomaterial es definido como aquello usado en la biomedicina que va a interactuar con un sistema biológico. El mecanismo de osteointegración está relacionado muy de cerca con el biomaterial a usar. Este material se ha diseñado para ser implantado o incorporado al sistema vivo para sustituir, regenerar tejidos y sus funciones del tejido.

Clásicamente hay varios tipos de biomateriales a ser usados, el descubrimiento de metales y aleaciones inertes ha llevado su uso al campo de las aplicaciones biomédicas como la odontología, que debido a sus propiedades físico-químicas compatibles con el entorno biológico hacen posible su utilización. El uso de titanio para los implantes dentales ha revolucionado la implantología oral.

Los biomateriales sirven para restaurar los tejidos y la función de los órganos; por lo tanto, la evaluación, comprensión de las propiedades, funciones, estructuras de los tejidos y su interacción con los materiales del implante son primordiales. (Guglielmotti, M. et al., 2019).

3.4.2 Bioingeniería

En la actualidad otra rama que está en conjunto con el uso de biomateriales es la ingeniería de tejidos; esta combina principios de biología celular, ingeniería, bioquímica, biología molecular y biomateriales. Se centra en la mejora y avances de nuevos procedimientos dirigidos a la reparación, sustitución, mantenimiento y optimización de los tejidos dañados o funcionamiento de órganos.

3.5 Superficie de los implantes

La superficie del implante es uno de los factores más críticos para el logro de una integración ósea exitosa, por lo cual se ha estudiado dichos tratamientos en materiales como el titanio y el zirconio. Las técnicas más investigadas para crear

micro retenciones en la topografía de los implantes es el arenado y posterior grabado ácido; el chorro de arena produce una superficie macroscópica en la topografía seguida de un procedimiento de grabado ácido que superpone una topografía micro rugosa en el implante, esta superficie SLA se reproduce en implantes de titanio puro o en aleaciones de zirconio (Roehling, Meng & Cochran, 2015).

3.6 Implantes dentales de diseño personalizado

Comercialmente los implantes dentales tienen una forma geométrica cilíndrica o de torpedo con roscas a todo lo largo de su forma. Sin embargo, los implantes dentales estándar proveen una limitada opción para implantes en longitud, diámetro y roscas, que no cumplen completamente los requerimientos para cada condición oral individual. Por lo que los implantes dentales de diseño personalizado adaptado para cada paciente individualmente no solo pueden preservar más tejido duro y suave, también reduce el tiempo de la rehabilitación, abriendo así una nueva perspectiva en la implantología (Chen et al., 2018).

Varios estudios que describen técnicas de fabricar y colocar implantes de una raíz análoga (IRA) a medida. Este enfoque tiene ventajas, como el implante inmediato sin muchas complicaciones en la colocación, eliminando la necesidad de utilizar el fresado óseo convencional y otros procedimientos traumáticos requeridos para realizar la implantación, con mayor comodidad para el paciente; Además, imitar las características de la raíz podría dar un mejor resultado un mayor resultado estético. La fabricación aditiva (FA), también conocida como impresión 3D, es capaz de producir directamente casi cualquier geometría deseada sin un molde y herramientas costosos (Van N., 2012).

Esta fabricación aditiva ha sido ampliamente considerada como el futuro de los implantes hechos a medida. Los métodos FA para metales se pueden dividir en 2 grupos: sinterización láser selectiva (SLS) o sinterización directa con láser metálico (SDLM), donde la superficie del metal y las partículas se funden parcialmente para unirlos en una estructura más o menos porosa, y la fusión láser selectiva (FLS), donde las partículas metálicas se derriten por completo y

forman un metal denso a partir de volúmenes de metal líquido producidos localmente (Traini et al., 2008).

En los últimos años, el prototipado rápido (PR) se ha utilizado ampliamente en muchas aplicaciones biomédicas. PR es una estrategia para fabricar objetos físicos con una estructura y forma definidas sobre la base de datos tridimensionales (3D) virtuales (Traini T, et al., 2008). Combinado con la introducción de las técnicas de escaneo con haz cónico (CBCT) y los enfoques de diseño asistido por computadora (CAD), las tecnologías PR, como la sinterización directa de metales por láser, pueden usarse como herramientas para producir directamente IRA a medida en una aleación de titanio biocompatible (Witek et al., 2012).

Con SDML, es posible fabricar implantes dentales de titanio directamente a partir de modelos CAD (Mangano et al., 2012). Recientemente, se ha propuesto un enfoque novedoso para fabricar un IRA de titanio hecho a medida. Con el uso combinado de los datos CBCT 3D y la tecnología SDML de alta gama, fue posible fabricar un IRA con suficiente precisión. En dos informes clínicos diferentes, se colocó un implante SDML análogo de raíz hecho a medida en un alvéolo de extracción. Se obtuvo una congruencia perfecta entre el implante y el alveolo de extracción; después de 1 año de seguimiento, los implantes hechos a medida mostraron una perfecta integración funcional y estética (Mangano, Cirotti, Sammons & Mangano, 2012).

Este nuevo enfoque podría ser un método alternativo para reemplazar los dientes inmediatamente después de la extracción y elevará la implantología dental a un nuevo nivel de implantes verdaderamente anatómicos, especialmente en los países en desarrollo (Patankar, Kshirsagar, Patankar & Pawar, 2014).

3.7 Estrés sobre el implante

El éxito de los implantes oseointegrados dependen del establecimiento y mantenimiento de un vínculo estructural y funcional directo entre la superficie de la carga que lleva el implante y el hueso circundante (Brånemark, Zarb & Albrektsson, 1985).

En la literatura, la pérdida ósea crestral se ha atribuido principalmente a tres (3) factores:

- Periimplantitis inducida por placa, que es inflamación inducida por placa en los tejidos periimplantarios con pérdida ósea posterior.
- Sobrecarga oclusal en la cual cargas excesivas aplicadas al implante pueden causar tensiones.
- Tensiones patológicas en la resorción estimulante del hueso crestral (He et al., 2017).

En situaciones clínicas, las fuerzas horizontales están presentes, y la magnitud de la fuerza se relaciona con la inclinación de la cúspide y el ancho de la tabla oclusal (Morneburg & Proschel, 2003). Para implantes regulares y simétricos (cónicos o cilíndricos), las tensiones de cizalla crestral registradas están proporcionalmente relacionadas con las cargas aplicadas, las cargas más grandes implican tensiones mayores (Petrie & Williams, 2005).

3.8 Oclusión en implantes.

La reconstrucción protésica de implantes está expuesta a diversos impactos biológicos y mecánicos; un tema importante en la prevención de la pérdida de implantes es la investigación, evaluación y prevención de la sobrecarga oclusal (Brune, Stiesch, Eisenburger & Greuling, 2019).

Un factor importante para la supervivencia del implante es la distribución, la dirección y el tamaño de las fuerzas oclusales que actúan sobre el implante, el hueso y la restauración protésica final (Sheridan, Decker, Plonka & Wang, 2016).

La oclusión en implantes tiene una diferencia fundamental con la dentición natural, y es que el diente natural va a estar en el alveolo y se conectan con el hueso a través del ligamento periodontal, mientras el implante se conecta directamente al hueso a través de la oseointegración (llamada anquilosis funcional); esta diferencia va a tener implicaciones en la biología, así como en la biomecánica de la oclusión (Buser, Ruskin, Higginbottom, Hardwick, Dahlin & Shenk, 1995).

Para la rehabilitación en implantes hay que tener en cuenta las 4 características de la fuerza oclusal: dirección, magnitud, duración y distribución; son importantes para la colocación y restauración de un implante para que este sea armonioso con la dentición natural adyacente. Si la oclusión no es armoniosa, es posible que el implante pueda experimentar una sobrecarga oclusal. Actualmente, es un tema altamente debatido, desde la definición del término hasta las posibles complicaciones que puedan surgir. Por el momento lo observado y estudiado muestran que la sobrecarga oclusal puede causar complicaciones desde fallas biomecánicas hasta pérdidas de hueso marginal o pérdida completa de la oseointegración, por lo que es vital tener en cuenta la oclusión al colocar y restaurar un implante para proteger el implante y el hueso periimplantar circundante (Sheridan, Decker, Plonka & Wang, 2016).

3.9 Sintetizado laser

El sinterizado laser (SL) es una técnica de fabricación aditiva para la formación de metales, por su capacidad para construir directamente componentes tridimensionales a partir de polvos metálicos (titanio) con requisitos mínimos o nulos de procesamiento posterior; esta técnica ofrece ventajas como la de realizar tratamiento a la superficie del implante y pilares (Mangano, Chambrone, Van Noort, Miller, Hatton & Mangano, 2014).

Mediante un rayo laser enfocado de alta energía, pasa una capa delgada de polvo metálico que se funde directamente, de acuerdo con un modelo asistido por computadora en 3D (CAD). La precisión de esta técnica es tal que se pueden fundir secciones muy delgadas (de 0.02 a 0.06 mm), esto permite la fabricación de geometría de titanio complejas, con una superficie altamente porosa y con un gradiente de porosidad a lo largo de todo el eje del implante (Mangano, Raspanti, Traini & Piattelli, 2009).

Estudios histológicos han evaluado que la rugosidad creada en los implantes con sinterizado favorece el acoplamiento epitelial y conectivo, ayudando de esta forma a la formación de una barrera de tejido (Degidi, Artese, Piattelli, Scarano, Shibli, Piccirilli, Perrotti & Lezzi, 2012).

Bajo microscopio electrónico se ha visto que los tejidos blandos alrededor de un implante con sinterizado laser muestran un contacto íntimo de la matriz fibrosa con la superficie del implante y algunas fibras de colágeno se unen perpendicularmente con la superficie del implante (Mangano, Piattelli, Scarano, Raspanti, Shibli, Mangano, Perrotti & Lezzi, 2014).

3.10 Elemento finito

El análisis de elemento finito (EF) es una herramienta novedosa importante para la investigación de la biomecánica, con el cuales pueden moldear diferentes estructuras y analizar posteriormente sus propiedades; en la implantología se ha usado en maneras muy diferentes para observar la biomecánica de los implantes para su éxito, así como los posibles fracasos. El estudio a través de EF tiene ciertas limitaciones, ya que al ser de manera computarizada in vitro no puede replicarse completamente y tiene que ser complementado con una evaluación clínica (Trivedi, S.,2014).

El método es básicamente numérico computacional con el que se analiza tensiones y deformaciones de cualquier estructura geométrica, esta se discretizará en nodos, los cuales estarán conectados; la disposición, el tipo y el número total de elementos afectarán la exactitud de los resultados. Todo el modelo se construirá en base a las propiedades del material, carga y condiciones para que la simulación pueda ser precisa (Van Staden, Guan & Loo, 2006).

3.10.1 Elemento finito en implantes

En la implantología se ha utilizado este método para estudiar los patrones de estrés en los diferentes componentes del implante y del periimplante en relación con el hueso a su vez. Numerosos estudios con EF postularon que una carga de estrés al implante afectara la unión con el hueso, así como también la cantidad de implantes, diámetro, longitud, perfil de la rosca, propiedades del material del implante, también a la calidad y cantidad de hueso circundante. En los estudios EF en implantes se evalúan el estrés mecánico en el implante y su relación con el hueso, esto se calculará con el estrés de Von Mises con el que se incluye un estrés

máximo y uno mínimo. La escala de estrés Von Mises es la frecuentemente usada para evaluar el comportamiento, rendimiento y fallo de diversos materiales; con el estrés máximo es apropiada para observar la tensión por tracción, el estrés mínimo nos va a dar una idea sobre el estrés compresivo, el uso de esto es para ver propiedades dúctiles y frágiles. Se ha sugerido que el estrés mecánico tiene un rol inminente en el mantenimiento de la homeostasis del hueso (Shigemitsu, Yoda, Ogawa, et al. 2014).

3.10.2 Elemento finito sobre la corona del implante

Este tipo de estudio ha demostrado que hay una gran relación en el riesgo de falla mecánica en la corona del diente, más aún se sugirió recientemente que una carga oblicua mayor indujo un esfuerzo mayor al tornillo de corona, principalmente cuando la corona del implante tiene un radio de 1.5:1 (Verri, De Souza, Santiago, De Faria & Pellizzer, 2014). Estos resultados están en consenso con Urdaneta et al. 2010, quienes demostraron una correlación significativa entre el aflojamiento del tornillo, fractura de los pilares protésicos con la corona y su altura.

3.10.3 Ventajas del estudio con elementos finitos

El estudio con elementos finitos en comparación con los estudios en modelos es la repetitividad, no hay consideraciones éticas y los diseños para el estudio pueden ser modificados y cambiados según los requisitos necesarios (Huempfer-Hierl, Schaller, Hemprich & Hier, 2014).

3.10.4 Desventaja del estudio con elementos finitos

Es un estudio in vitro computarizado en el que la condición clínica puede no estar completamente replicada. El análisis de tensión generalmente se realiza bajo carga estática, y las propiedades mecánicas de los materiales

se establecen como isotrópicas y linealmente elásticas, aunque en realidad no lo son. Por lo tanto, los resultados solo pueden ser reconocidos cualitativamente (Szwedowski, Whyne & Fialkov, 2010).

Capitulo III

4. Objetivos

4.1 Objetivo General.

Comparar las zonas de estrés entre implantes dentales personalizados sinterizados, implantes convencionales y piezas dentales mediante el método de elemento finito.

4.2 Objetivos Específicos.

- Localizar las zonas de estrés entre la conexión de los implantes dentales personalizados y los implantes convencionales.
- Identificar la distribución de la carga oclusal al hueso en los implantes de diseño personalizado, implantes convencionales y el diente natural.

5. Hipótesis

Efecto del estrés de los implantes dentales convencionales, implantes de diseño personalizado en contraste con el diente natural.

5.1 Hipótesis alternativa

La distribución del estrés en implante de diseño personalizado en comparación con el diente natural del segundo premolar sano, se asemejan al tener la misma forma del estructural.

6. Materiales y métodos

6.1 Tipo de estudio.

Comparativo y transversal.

6.2 Muestra.

La muestra será realizará en base a una tomografía cone bean de un segundo premolar superior en buenas condiciones, a partir de esto se realizará el diseño de 3 modelos mediante un software 3D, el cual constará de un segundo premolar libre de caries, sin ninguna alteración morfológica, completamente sano, un

implante personalizado de titanio grado 5 con la misma forma del segundo premolar y un implante de titanio Zimmer TSV de 4.1mm x 13mm.

6.3 Criterios de inclusión y exclusión.

Se excluirán de este estudio premolares que presenten restauraciones, caries o cualquier tipo de alteración de morfología o estructura dental.

6.4 Descripción del método.

Se seleccionará una serie de imágenes de tomografía computarizada (TC) del sitio de un segundo premolar superior. Estos archivos de datos de formato DICOM de TC se ingresarán en el software de reconstrucción tridimensional Mimics® (Materialise, Lovaina, Bélgica) para obtener un modelo sólido. Se creará un modelo CAD de un bloqueo óseo maxilar posterior simplificado con hueso cortical palatal y vestibular correspondiente utilizando el software SolidWorks® CAD (SolidWorks Corp., Concord, MA, EE. UU.). El bloque óseo edéntulo con un alveolo dental de extracción simulado se obtendrá mediante la eliminación del primer molar superior del modelo de elemento finito (EF). Los modelos de elementos finitos se componen de los siguientes elementos, hueso cortical, hueso esponjoso, implantes, tornillos de titanio, pilares, prótesis de implantes posterior, corona total cerámica, diente natural y ligamento periodontal (LP) (Chen, Zhang, Chen & Zhang, 2017).

Todos los materiales para la generación de los modelos se consideraron isotrópicos, homogéneos y linealmente elásticos. Las propiedades mecánicas utilizadas para la simulación EF se tomaron de las literaturas y se muestran en la tabla de propiedades de los materiales. La superficie del segmento óseo maxilar opuesto a la cavidad se trató como límite fijo. Para simular las cargas naturales desde la contraparte mandibular a la superficie oclusal al eje largo del implante personalizado, implante convencional y diente, se realizará en un ángulo perpendicular al eje del diente (Yamanishi, Yamaguchi, Imazato, Nakano, & Yatani, 2012); se aplicará una carga de 7,5 N, 100 N y 150 N a la superestructura del modelo realizado para cada caso. (Sheridan, Decker, Plonka & Wang, 2016)

6.4.1 Modelo de preparación

Se utiliza una tomografía computarizada de un segundo premolar superior completamente sano (Fig. 1, 2, 3 y 4.), a partir de este se realizará el diseño de 3 modelos mediante un software para el diseño de los modelos tridimensionales 3D, el cual constará de un segundo premolar libre de caries completamente sano, un diseño de implante personalizado de titanio con la misma forma de un segundo premolar y un implante de titanio Zimmer TSV de 4.1mm x 13mm. Con el modelo 3D realizado para elemento finito se someterán a 3 pruebas cada uno de los modelos, este constará de una fuerza oclusal en sentido vertical que seguirá el eje longitudinal del premolar con una carga a aplicar de 7.5, 100 y 150 N.

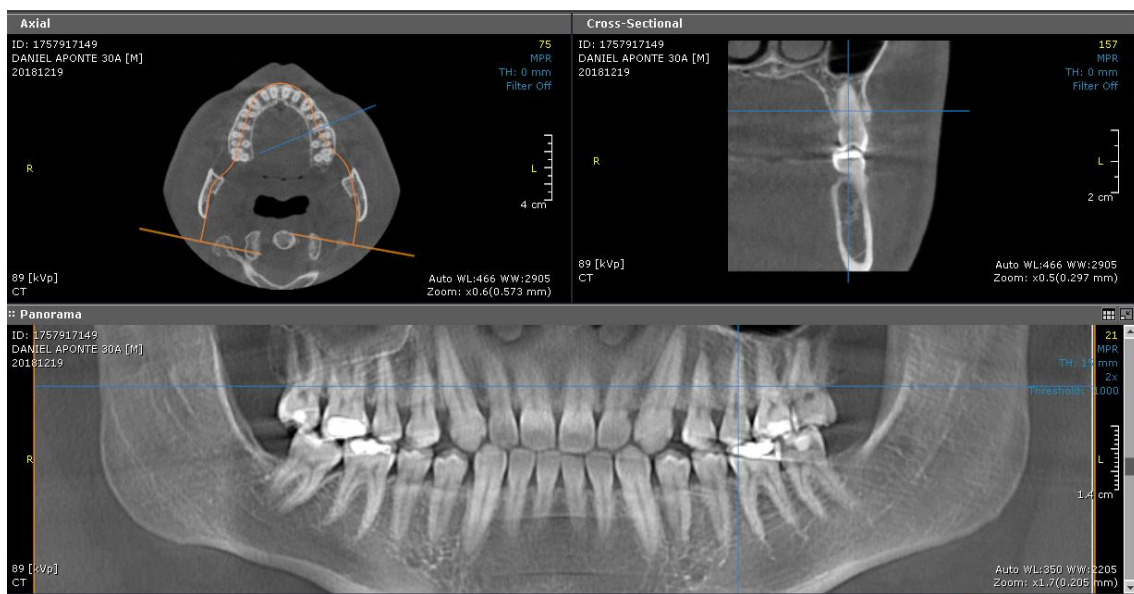


Figura 1. Tomografía, donde se observa la panorámica, vista axial y seccional del segundo premolar superior.



Figura 2. Vista sagital del segundo premolar superior.

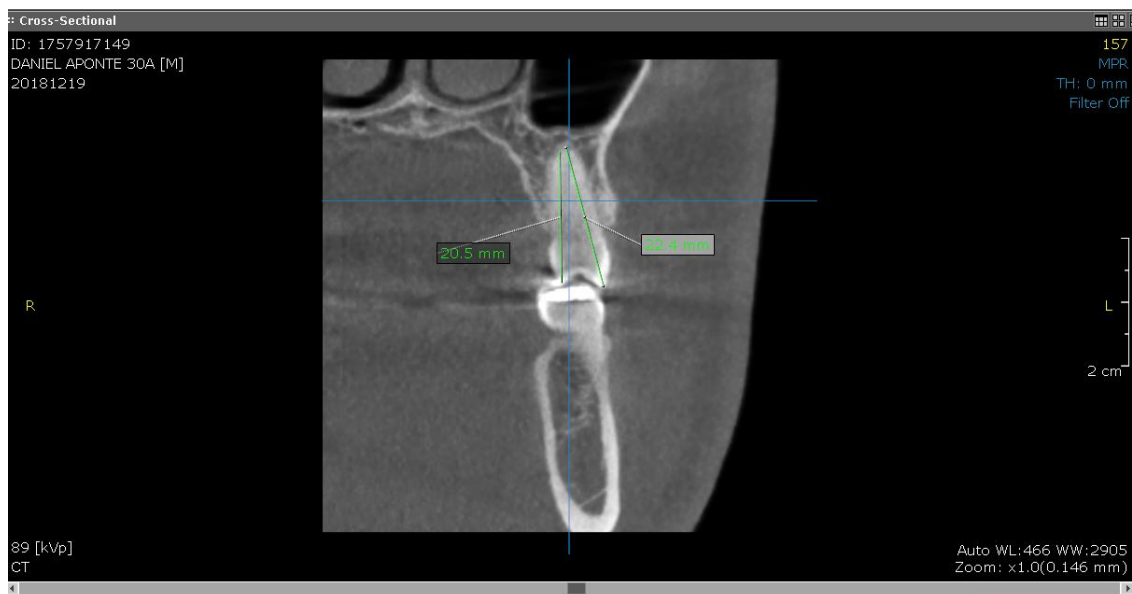


Figura 3. vista sagital del segundo premolar, con medidas desde el ápice hasta la cúspide vestibular y cúspide palatina.

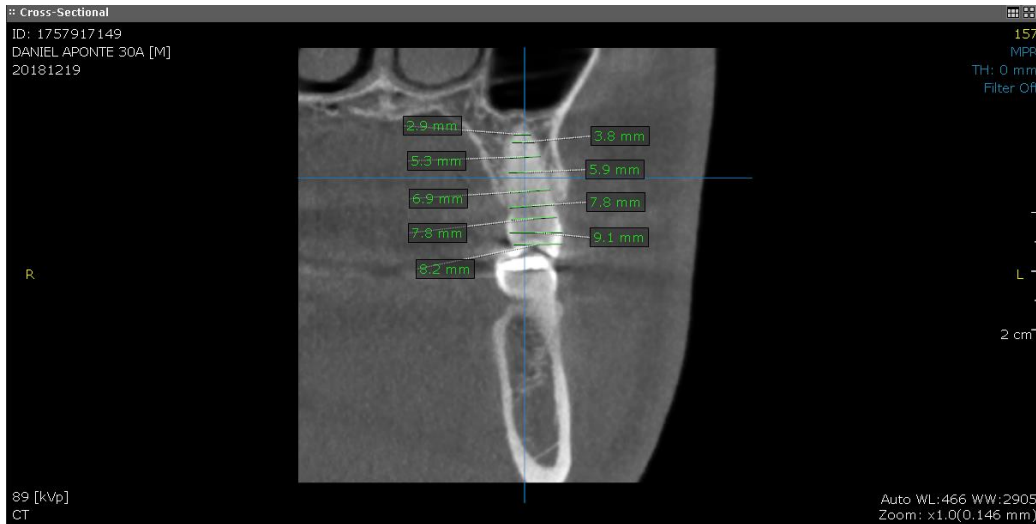


Figura. 4. Vista sagital del segundo premolar superior con medidas desde apical hasta coronal, que van de palatino a vestibular.

Se realizará primero en el modelo del segundo premolar actuando las fuerzas de oclusión (máxima intercuspidadación), se observara como son transmitidas las cargas oclusales a todo el diente y como se distribuye está en todo eje oclusal del diente hasta llegar al hueso, para luego realizar en los modelos del implante personalizado e implante convencional las mismas pruebas, así se observara como es el nivel de estrés en los en cada uno de los modelos, para posteriormente realizar la comparación con los dos tipos de implantes (convencional y personalizado sinterizado) y ver cómo se comporta cada uno en comparación con el diente natural.

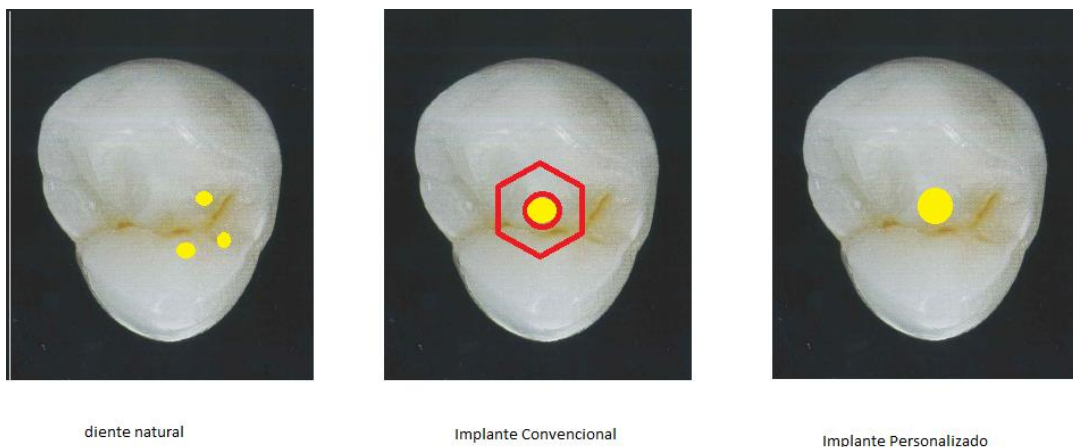


Figura 5 Lugar donde se realizarán las cargas oclusales en cada uno de los modelos.

6.5 Identificación de variables

Las variables del estudio se encuentran en los materiales de los 3 modelos a realizar el del implante personalizado, el implante convencional y el diente un segundo premolar superior.

La otra variable en el estudio son los aditamentos que tiene el implante convencional para unir la corona al implante, mientras el implante personalizado presentara una unión diferente de la corona al implante y su comparación con un segundo premolar sano

6.6 Propiedades del material.

Tabla 1. Propiedades de materiales para el diseño de elemento finito.

| | Módulo de Young (megapascuales, MPa) | Proporción de Poisson | Referencia |
|--------------------------|---|--------------------------|-----------------------------------|
| Ti-6Al-4V | 103.400 | 0.35 | Sertgöz and Güvener (1996). |
| Hueso Cortical | 3.700 | 0.3 | Barbier et al. (1998). |
| Hueso Trabeculado | 1370 | 0.3 | Barbier et al. (1988). |
| Esmalte | 84100 | 0.3 | Oskui et al. (2017). |
| Dentina | 18300 | 0.31 | Oskui et al. (2017). |
| Pulpa | 2 | 0.45 | Oskui et al. (2017). |
| Ligamento Periodontal | 2000 | 0.45 | Oskui et al. (2017). |

| | | | |
|---------------------------|--------|------|--|
| Zirconio ZrO ₂ | 220000 | 0.30 | Ereifej, N., Rodríguez, F., Silikas, N., Whatts, D. (2011) |
|---------------------------|--------|------|--|

7. Resultados

7.1 Informe del estudio técnico simulado en solidworks

Materiales y metodos

Los materiales son asignados en el programa Solidworks mediante la información que se encuentre en la bibliografía de las propiedades mecánicas lo cual nos sirve para que la simulación se comporte lo más cercano a lo real.

El método de elementos finitos se utilizará para analizar entre un segundo premolar natural, un implante convencional y un implante personalizado los distintos comportamientos que pueda tener en el caso que se les apliquen los mismos casos de estudio a cada una de las partes mencionadas.

7.2 Diseño Geométrico:

El diseño parte del dibujado en distintos planos y vistas dando así como resultado una variación en la tercera dimensión de acuerdo a la morfología de cada una de las piezas a analizar y a su vez ensambladas para que formen un solo cuerpo para su analizar posterior.

A continuación se mostrará cómo se ve en las distintas vistas del segundo premolar.

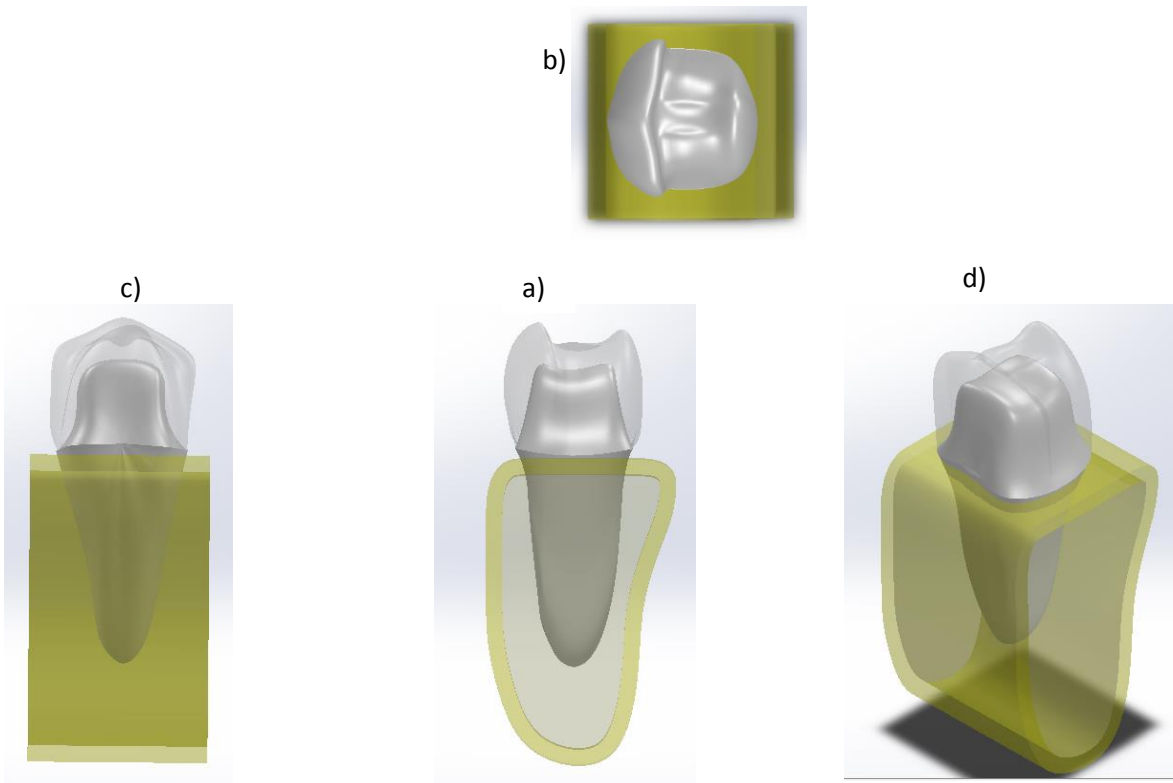


Figura 6. Diferentes vistas del implante en el premolar superior natural en la, a) Vista Frontal con transparencia, b) Vista Superior, c) Vista Lateral Izquierda con transparencia d) Vista Lateral Isométrica en 3D con transparencia.

7.3 Casos de Análisis:

Tenemos 3 análisis por realizar en este estudio, los cuales serán sobre su comportamiento con las mismas fuerzas de masticación para: pieza dental natural, pieza con implante tradicional y pieza con implante personalizado.

7.3.1 Pieza dental natural

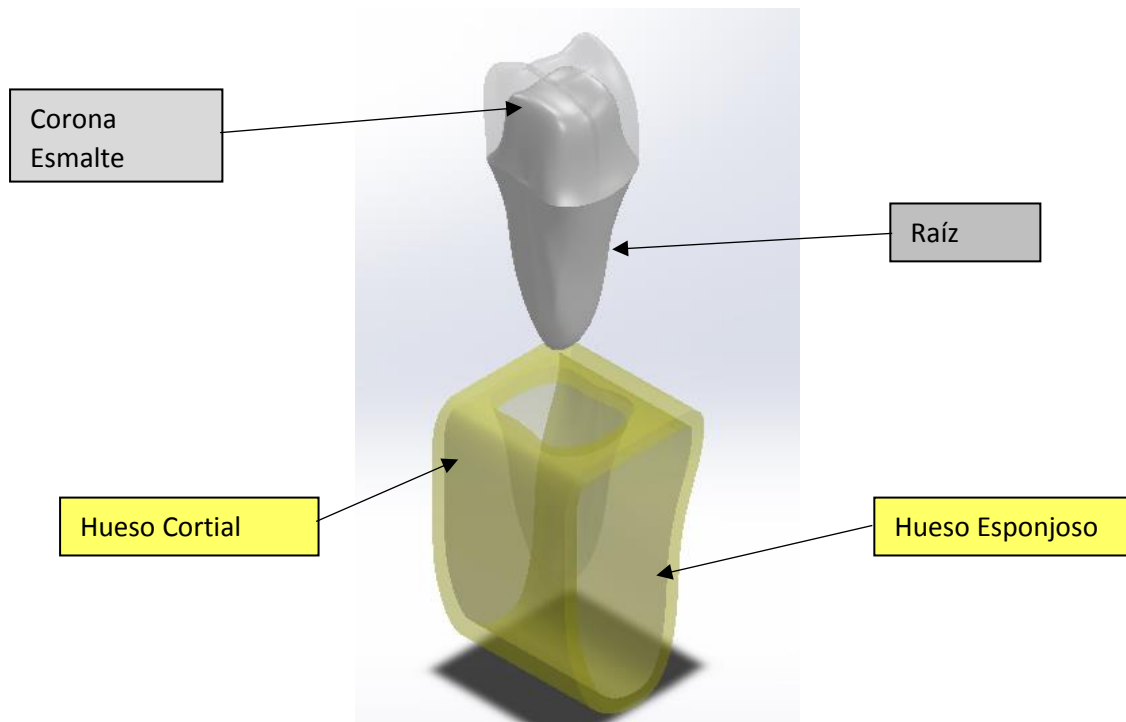


Figura 7. Diferentes partes que conforman la pieza dental natural con una vista explotada para ver los elementos que lo componen.

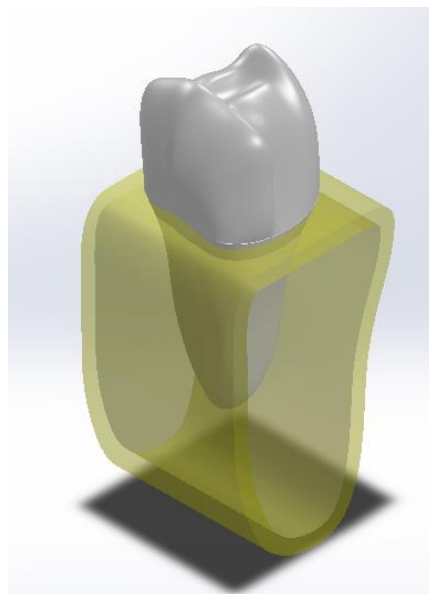


Figura 8. Ensamble de todas las partes que conforman al segundo premolar natural con transparencia.

7.3.2 Implante dental convencional

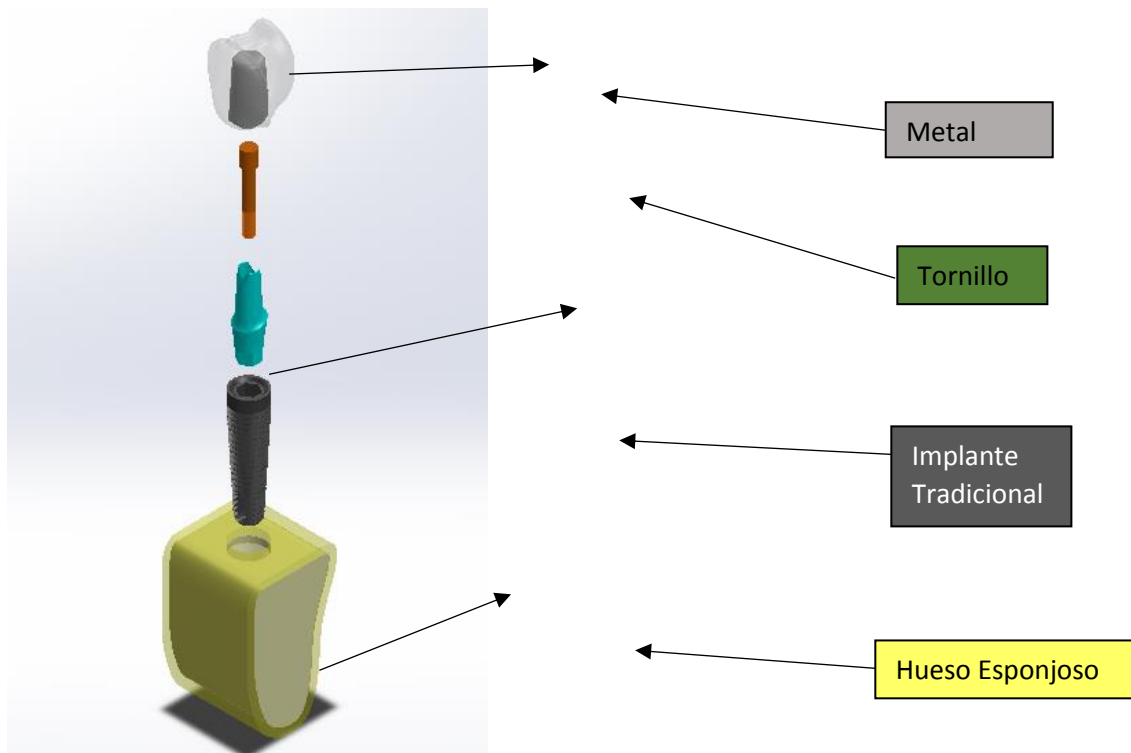


Figura 9. Diferentes partes que conforman el implante convencional con una vista explotada para ver los elementos que lo componen.

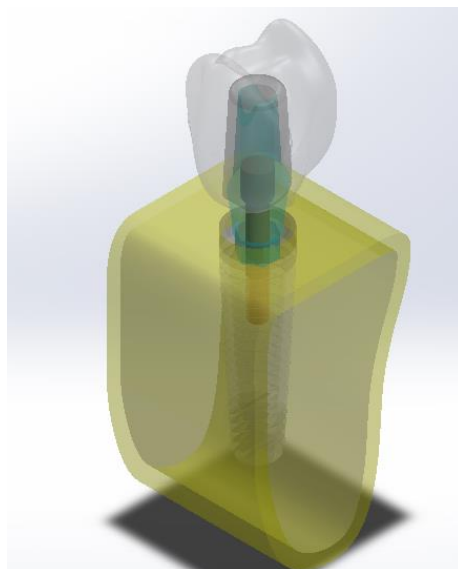


Figura 10. Ensamble de todas las partes que conforman la pieza dental con implante tradicional con transparencia.

7.3.3 Implante personalizado sinterizado

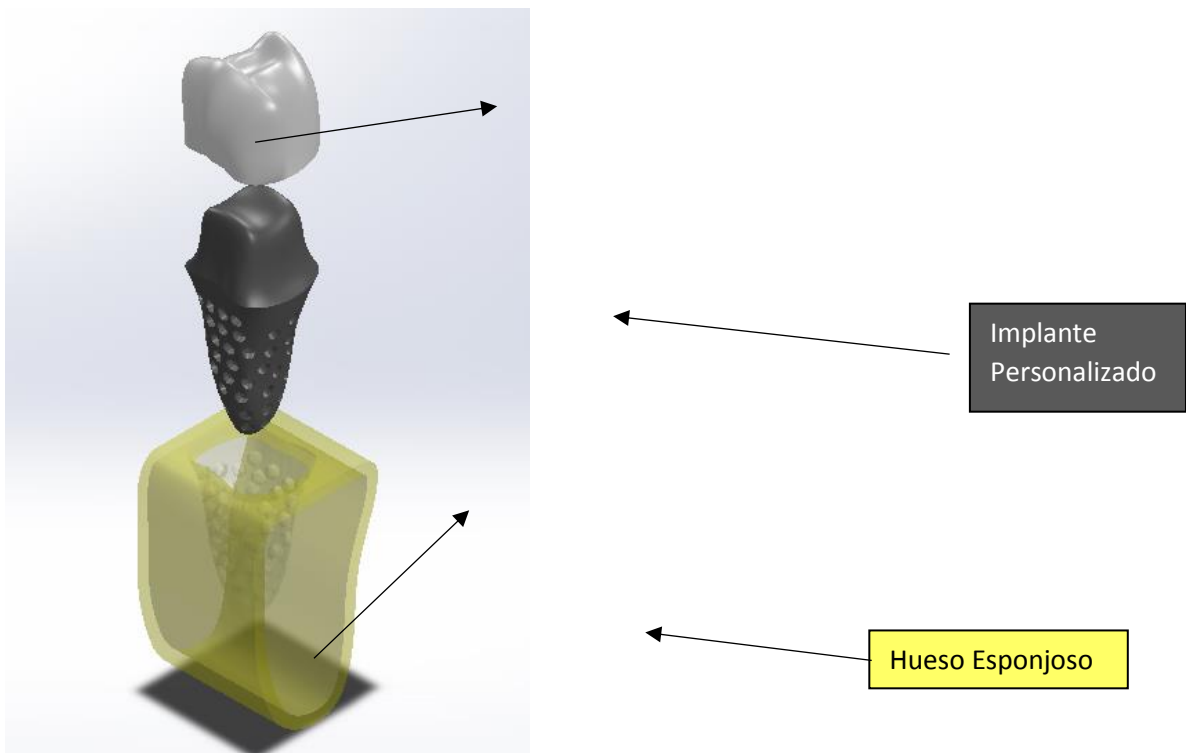


Figura 11. Diferentes partes que conforman la pieza dental con implante personalizado con una vista explotada para ver los elementos que lo componen.

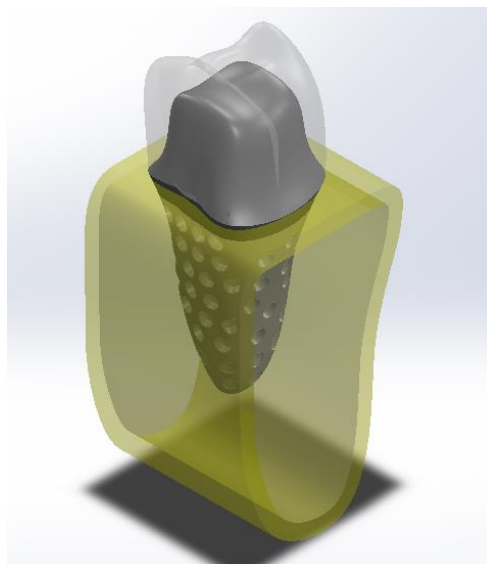


Figura 12. Ensamble de todas las partes que conforman la pieza dental con implante personalizado con transparencia.

7.4 Procedimiento de Análisis de Elementos Finitos:

1. Definir características del material de los componentes: En el programa vienen propiedades de distintos materiales que son los más utilizados en Ingeniería, para poder trabajar con los materiales reales de cada pieza que esté presente en los casos que se van a analizar hay que ingresarlas manualmente para poder simular con cada uno de sus valores correspondientes, las cuales son los que están en la tabla a continuación.

Tabla 2. Materiales para los diferentes casos de estudio que se tendrán en consideración para sus ingresos en las propiedades mecánicas de cada uno de ellos.

| MATERIAL | MÓDULO ELÁSTICO (MPa) | COEFICIENTE DE POISSON |
|--|------------------------------|-------------------------------|
| Ti-6Al-4V (implante, pilar, tornillo) | 103400 | 0.35 |
| ZIRCONIO (coronas) | 220000 | 0.3 |
| HUESO TRABECULADO | 1370 | 0.3 |
| HUESO CORTICAL | 3700 | 0.3 |
| ESMALTE | 84100 | 0.3 |
| DENTINA | 18300 | 0.31 |
| PULPA | 2 | 0.45 |

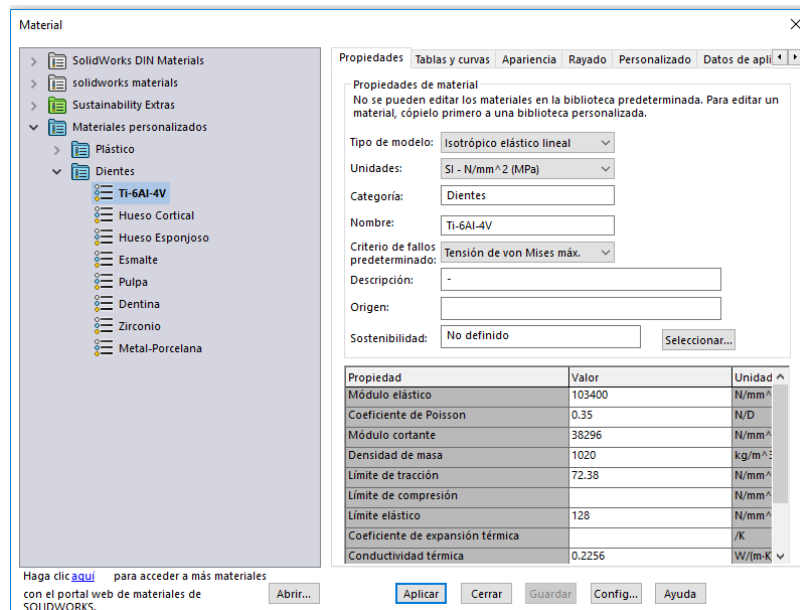


Figura 13. Asignación de propiedades mecánicas para cada elemento presente en los casos de estudio en el programa Solidworks.

2. Definición de la Técnica del Elemento Finito: Con este método se realizará las simulaciones y poder evaluar las conclusiones de cada análisis.
3. Construcción del Modelo: Se asignan restricciones y cargas, las cuales sirven para saber que partes de todo el ensamble van fijas y en que parte de que pieza se va a ubicar la fuerza con su magnitud y dirección. Las unidades de fuerzas que se van a aplicar serán de **7.5 N, 100 N y 150 N**. estas fuerzas serán aplicadas para los 3 modelos que serían para el diente natural, pieza dental con implante tradicional y pieza dental con implante personalizado respectivamente. Las posiciones de las fuerzas para el diente natural serán colocadas en 3 puntos de la corona, para el implante tradicional y personalizado será en un solo punto que será en el eje axial de la pieza dental.

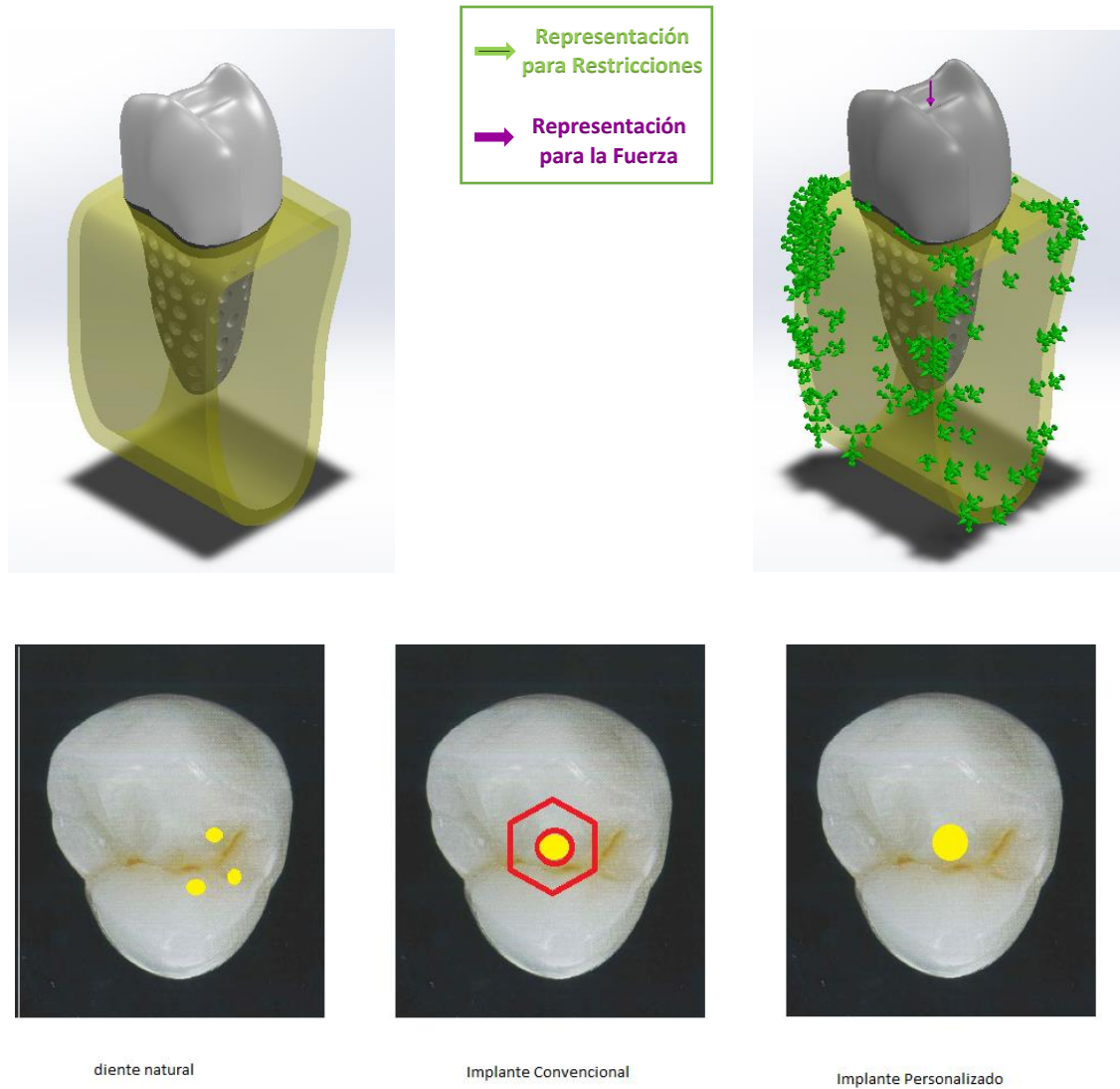


Figura 14. Definición de Cargas, posición y restricciones.

4. Mallado: A continuación se procede a realizar el mallado de cada una de los modelos previo a ejecutar los estudios de resultados

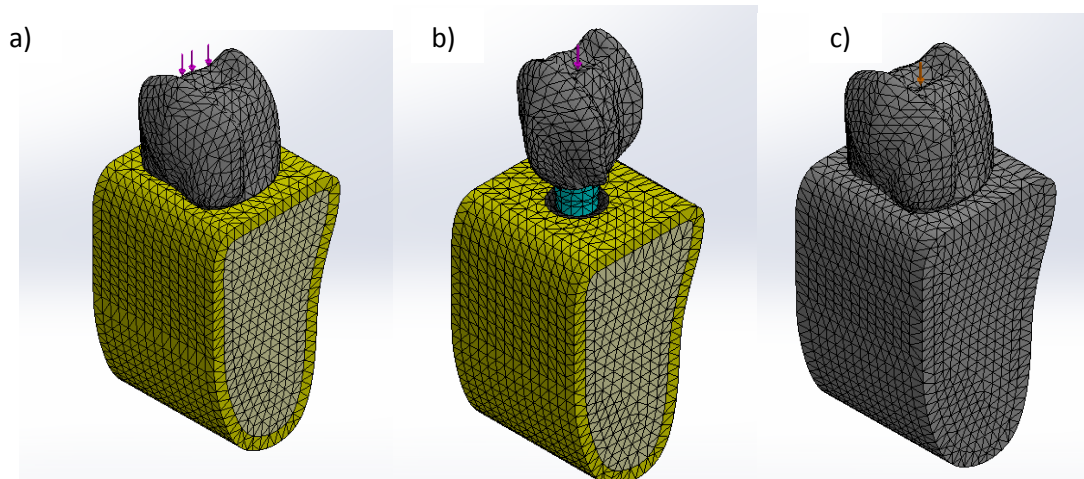


Figura 15. Realizado del Mallado con sus parámetros correspondientes a a) Pieza dental natural, b) Pieza dental con implante tradicional, c) Pieza dental con implante personalizado.

5. Solución del Modelo: El modelo matemático son los resultados que da el programa después de simular y ayudará a entender cómo se va a comportar de acuerdo a las características explicadas anteriormente.

7.5 ANALISIS Y RESULTADOS DE ELEMENTOS FINITOS

Antes de pasar a los resultados que nos dio el programa de simulación Solidworks se explicará los criterios de falla que aplica el software para poder llegar a los resultados que nos está reflejando el programa.

Los Criterios de Falla para Materiales Dúctiles son:

- **Energía de la Distorsión o Von Mises**
- **Factor de Seguridad**

7.5.1 *Energía de la Distorsión (Von Mises):*

Este es el caso de la hipótesis que vamos a ocupar ya que cumple con los requerimientos del modelo.

La hipótesis de Von Mises predice que la falla por fluencia se producirá cuando la energía de distorsión total de volumen debida a los esfuerzos máximos

absolutos en el punto o en un lugar específico sea igual o mayor a la energía de distorsión por unidad de volumen de una probeta en el ensayo de tracción en el momento de producirse la fluencia.

Esta teoría se da por el analizar bajo otros estados de carga cuando su esfuerzo tiene una magnitud a la cual ya deberían de deformarse los cuerpos se analizan como se están comportando.

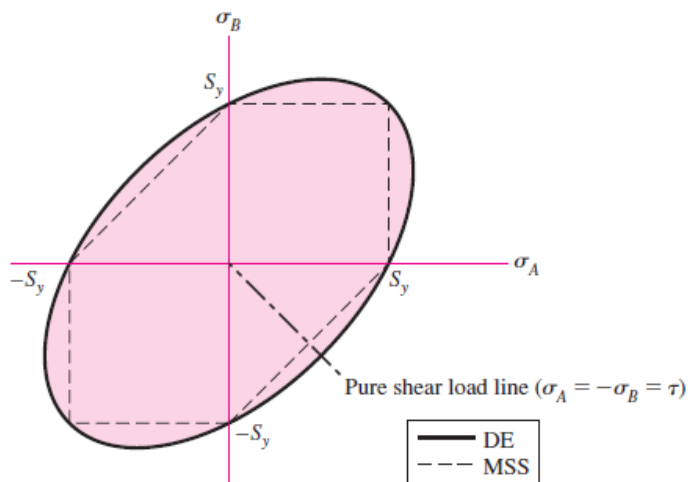


Figura 16. Teoría de energía de distorsión (ED) y Teoría de Tresca (MSS) para estados de esfuerzos biaxiales.

La figura 16 ayudará a entender mejor la teoría, esta se presentará cuando los esfuerzos estén fuera del área sombreada en la figura 11. La línea llena representa las locaciones donde se presentará la falla de acuerdo con Von Mises.

7.5.2 Factor de Seguridad (FOS):

El factor de seguridad (Failure Of Security en inglés) es la relación entre el esfuerzo que soporta un material o el Esfuerzo último sobre el esfuerzo que se aplica a ese material o esfuerzo admisible, por este motivo es un valor adimensional (que no tiene unidades) por que al momento de realizar la división

se anulan las unidades de esfuerzo y dando como resultado un valor netamente numérico.

Un elemento estructural o componente debe diseñarse de modo que su carga última sea bastante mayor que la carga que el elemento llevará en las condiciones normales de uso.

Para esta teoría nos dice que si el valor del FDS (factor de Seguridad) es menor que 1.23 hay la tendencia que el material falle y si es mayor a este valor no va a fallar.

La determinación del factor de seguridad que deba usarse en las diferentes aplicaciones es una de las más importantes tareas de los Ingenieros. Por otra parte, si se escoge muy pequeño la posibilidad de falla aumenta, y si se escoge muy grande el FOS el resultado es un diseño muy caro y sobredimensionado. El rango o el valor que debe tener el FOS apropiado para determinadas aplicaciones requieren las siguientes consideraciones:

- Variaciones que ocurren en las propiedades de los materiales: La composición, resistencia, dimensiones de los materiales y temperaturas de trabajo.
- Tipo de carga que se consideran en el diseño: La mayor parte de las cargas de diseño son estimados ingenieriles. Además, cambios a futuro en el uso pueden introducir cambios en el modo de carga.
- Tipo de falla: Los materiales frágiles fallan súbitamente, usualmente sin aviso previo de que el colapso es inminente, los materiales dúctiles como el acero sufren deformaciones sustanciales ante de fallar, conocida como fluencia, advirtiendo así que existe una carga excesiva.
- Incertidumbre a los métodos de análisis: Todos los métodos de diseño están basados en hipótesis que se traducen en que los esfuerzos calculados son solo aproximaciones de los esfuerzos reales.

- Deterioro que puede ocurrir en el futuro por mantenimiento deficiente o por causas naturales no prevenibles: Un factor de seguridad mayor se requiere en sitios donde la oxidación y decadencia general son difíciles de controlar.

7.6 RESULTADOS DE ELEMENTOS FINITOS

7.6.1 Resultados para pieza dental natural.

Teoría de Falla de Von Mises con fuerzas axiales de 7.5 N:

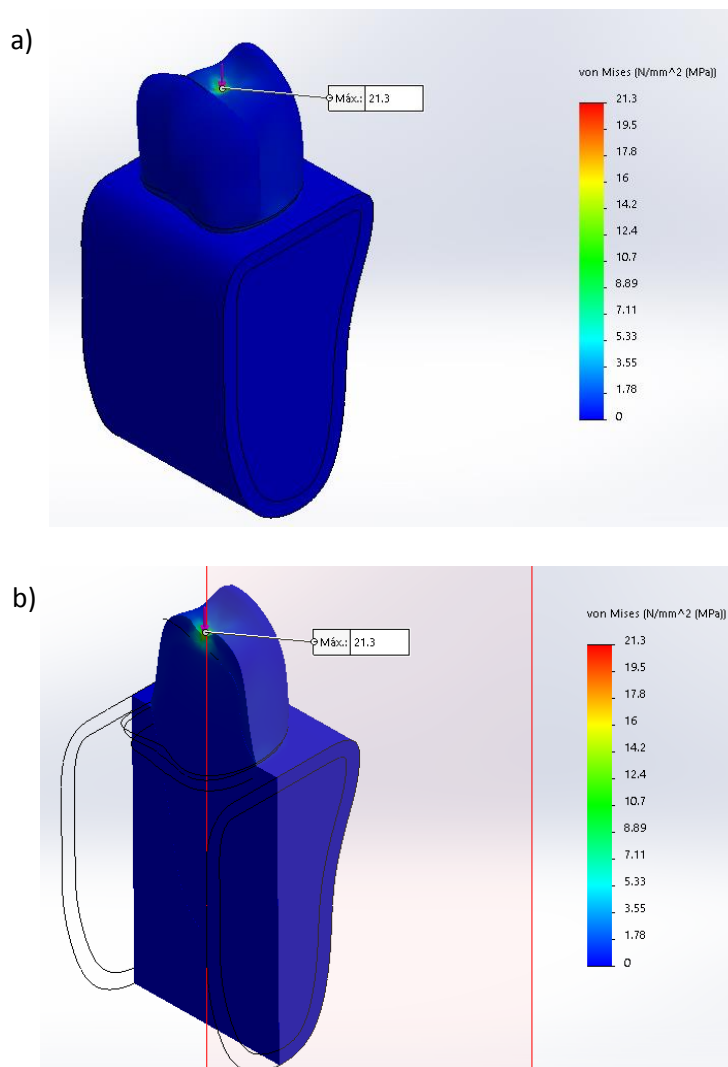


Figura 17. Resultados del esfuerzo de Von Mises con fuerza axial de 7.5 N en a) Vista Isométrica; b) Vista Isométrica en corte.

El máximo valor de donde se concentra es en el área donde empieza la fuerza de masticación y después se disipa en toda la estructura dental, el valor máximo de Von Mises es de 21.3 MPa.

Teoría de Falla de Factor de Seguridad con fuerzas axiales de 7.5 N:

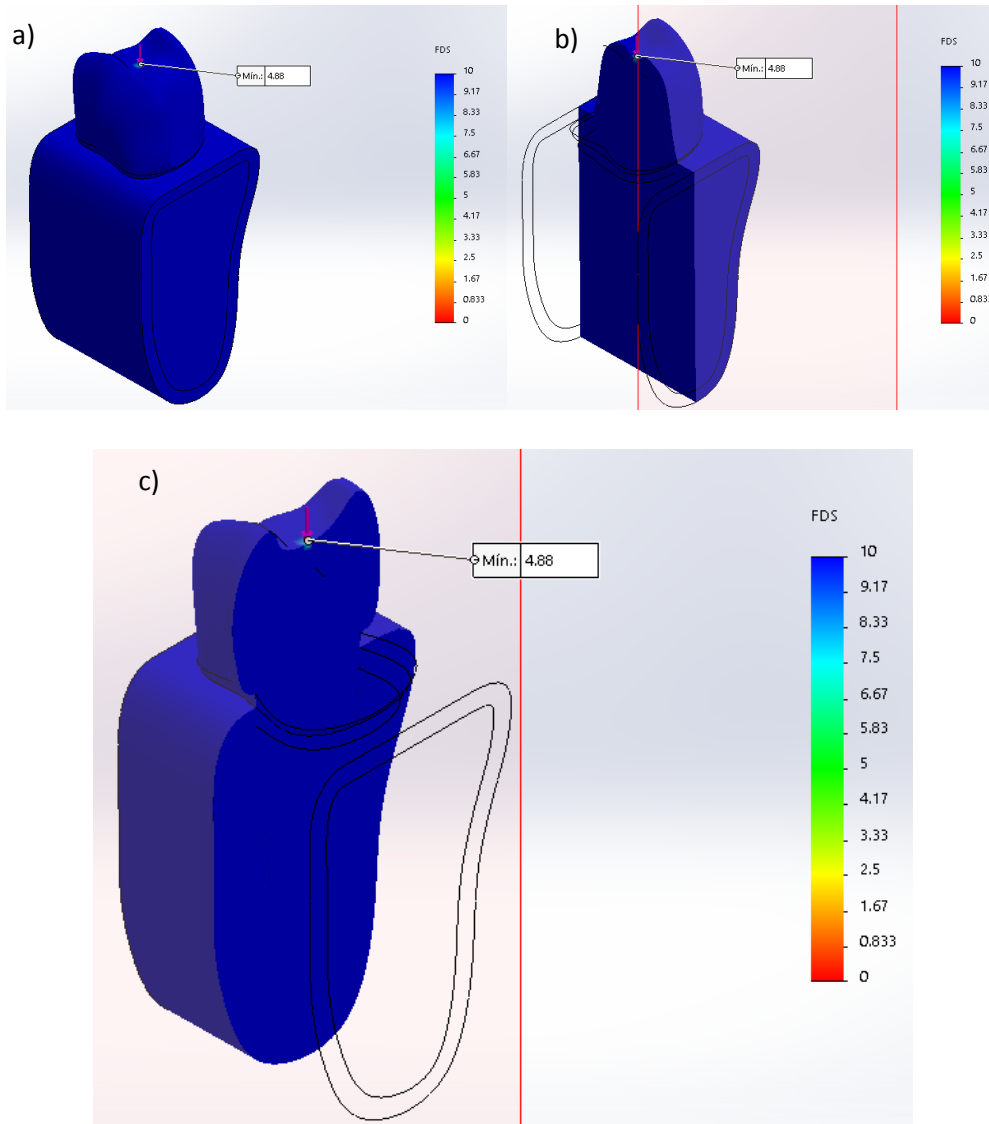


Figura 18. Factor de Seguridad con fuerza axial de 7.5 N a) Vista Isométrica; b) y c) Vista Isométrica en corte.

El valor mínimo en FDS se encuentra en el área de contacto de la fuerza de masticación, la cual se distribuye y se disipa en el resto de la pieza dental, su valor mínimo es de FDS es de 4.88.

Teoría de Falla de Von Mises con fuerzas axiales de 100N:

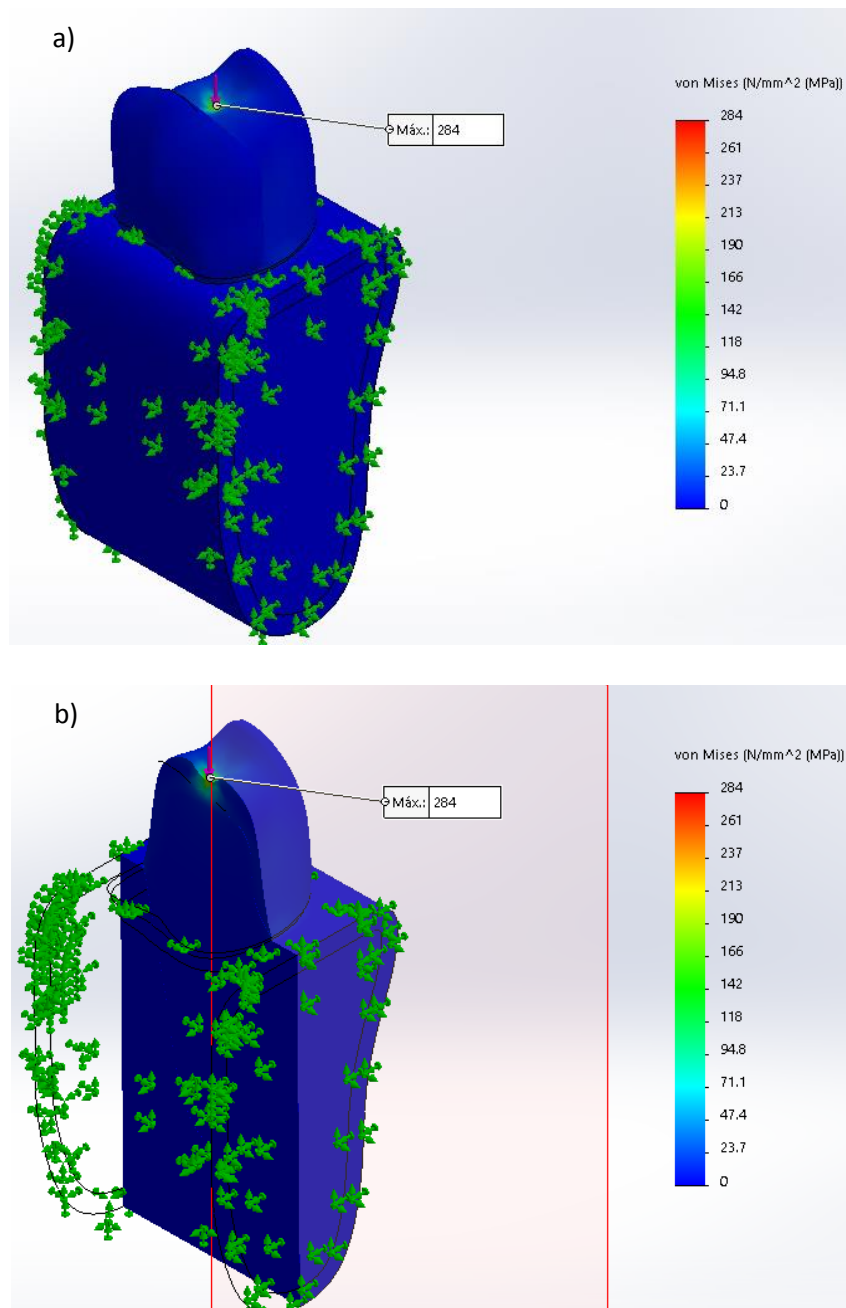


Figura 19. Resultados del esfuerzo de Von Mises con fuerza axial de 100 N en a) Vista Isométrica; b) Vista Isométrica en corte.

El máximo valor de donde se concentra es en el área donde empieza la fuerza de masticación y después se disipa en toda la estructura dental, el valor máximo de Von Mises es de 284 MPa.

Teoría de Falla de Factor de Seguridad con fuerzas axiales de 100 N:

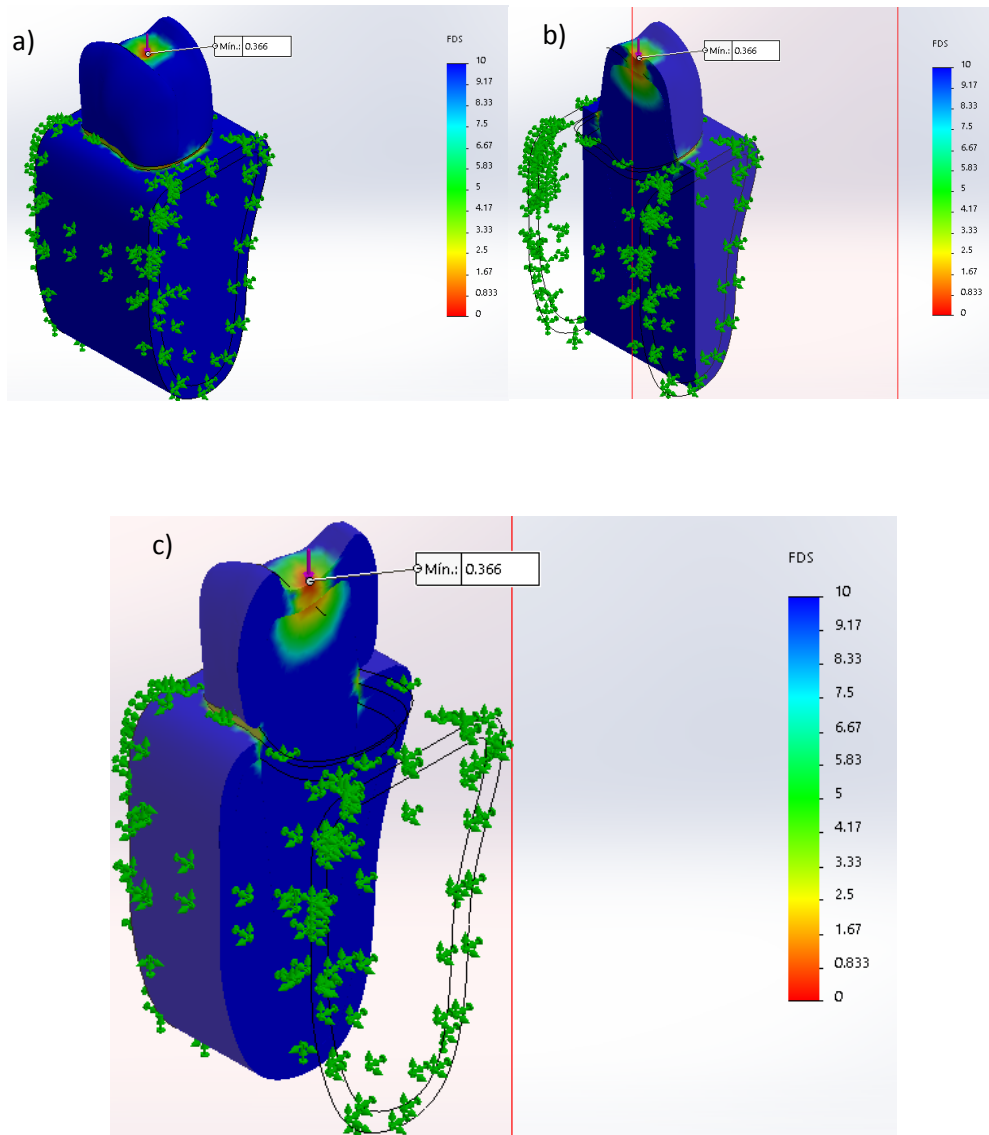


Figura 20. Factor de Seguridad con fuerza axial de 100 N a) Vista Isométrica; b) y c) Vista Isométrica en corte.

El valor mínimo en FDS se encuentra en el área de contacto de la fuerza de masticación, la cual se distribuye y se disipa en el resto de la pieza dental, su valor mínimo es de FDS es de 0.366.

Teoría de Falla de Von Mises con fuerzas axiales de 150N:

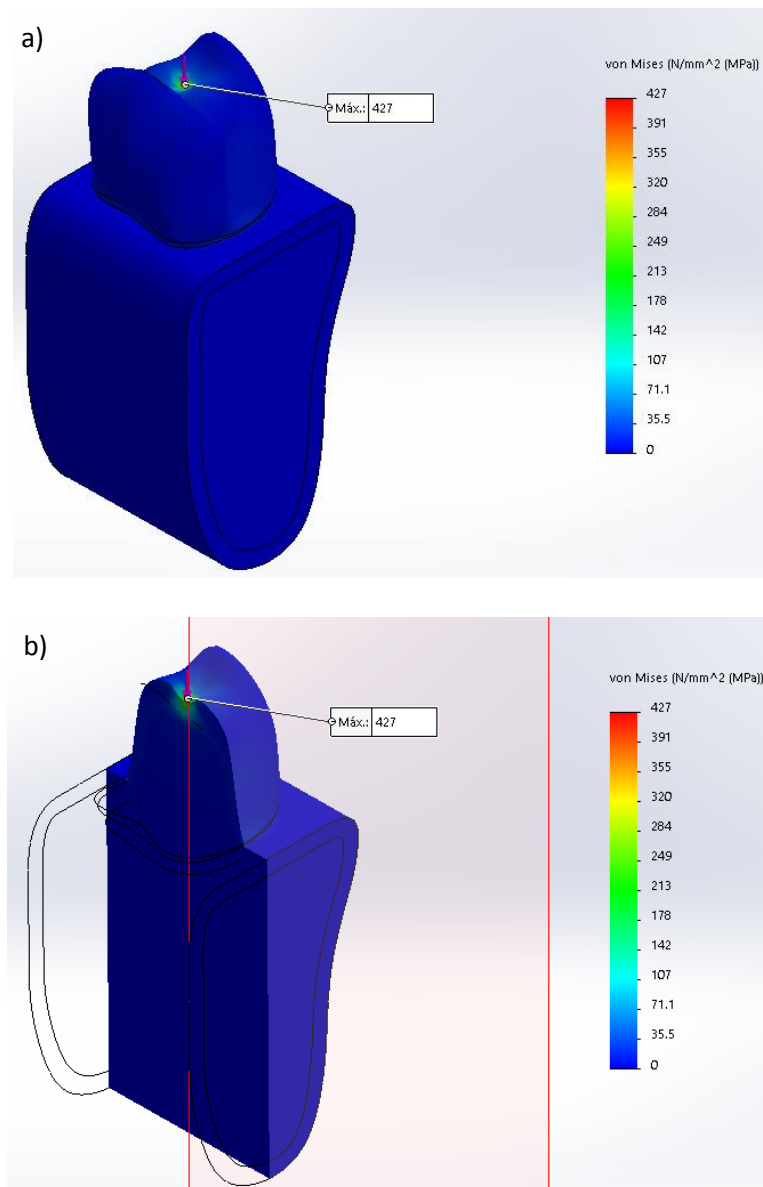


Figura. 21. Resultados del esfuerzo de Von Mises con fuerza axial de 150 N en a) Vista Isométrica; b) Vista Isométrica en corte.

El máximo valor de donde se concentra es en el área donde empieza la fuerza de masticación y después se disipa en toda la estructura dental, el valor máximo de Von Mises es de 427 MPa.

Teoría de Falla de Factor de Seguridad con fuerzas axiales de 150 N:

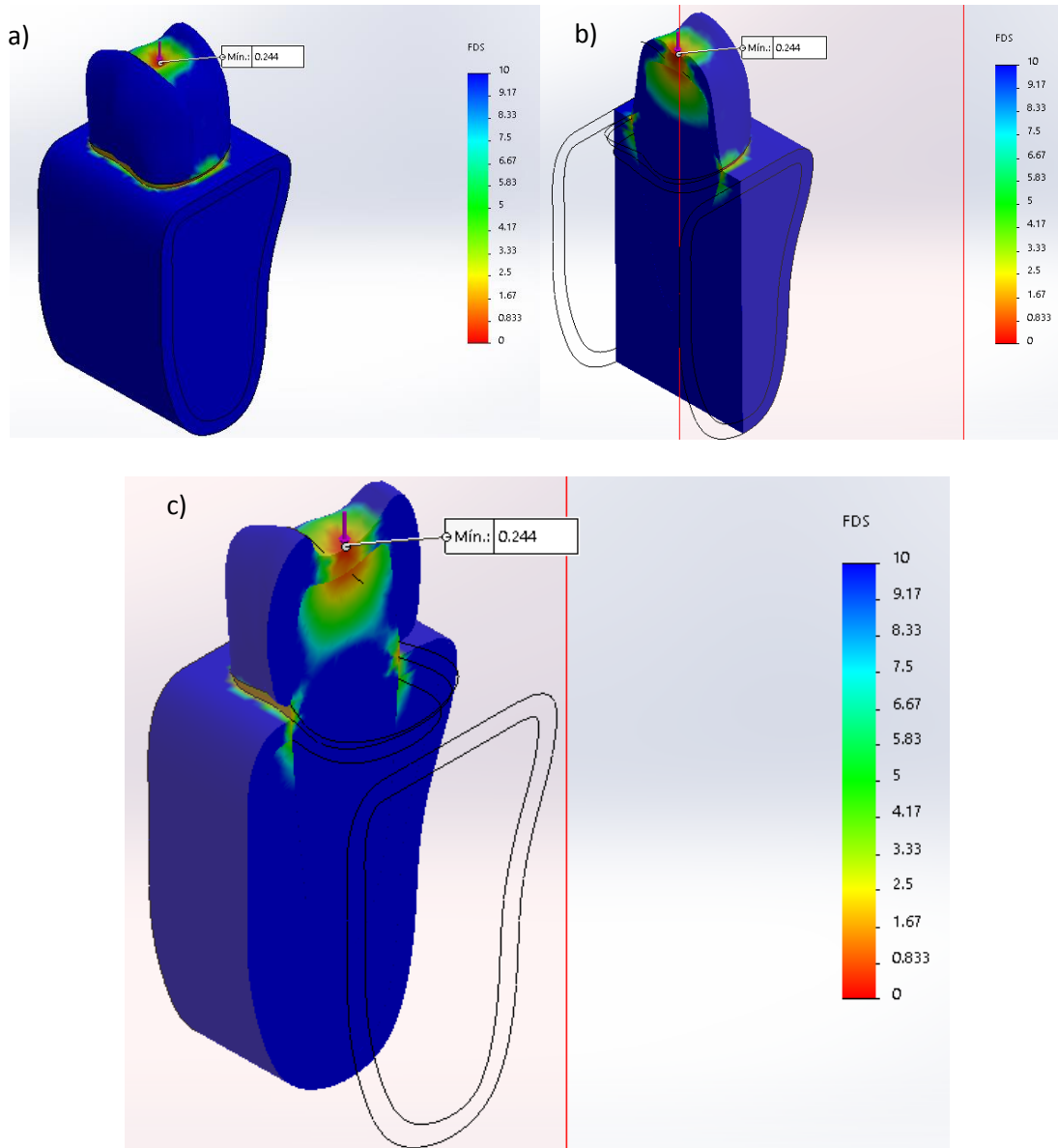


Figura 22. Factor de Seguridad con fuerza axial de 150 N a) Vista Isométrica; b) y c) Vista Isométrica en corte.

El valor mínimo en FDS se encuentra en el área de contacto de la fuerza de masticación, la cual se distribuye y se disipa en el resto de la pieza dental, su valor mínimo es de FDS es de 0.244.

7.6.2 Resultados para implante convencional.

Teoría de Falla de Von Mises con fuerza axial de 7.5 N:

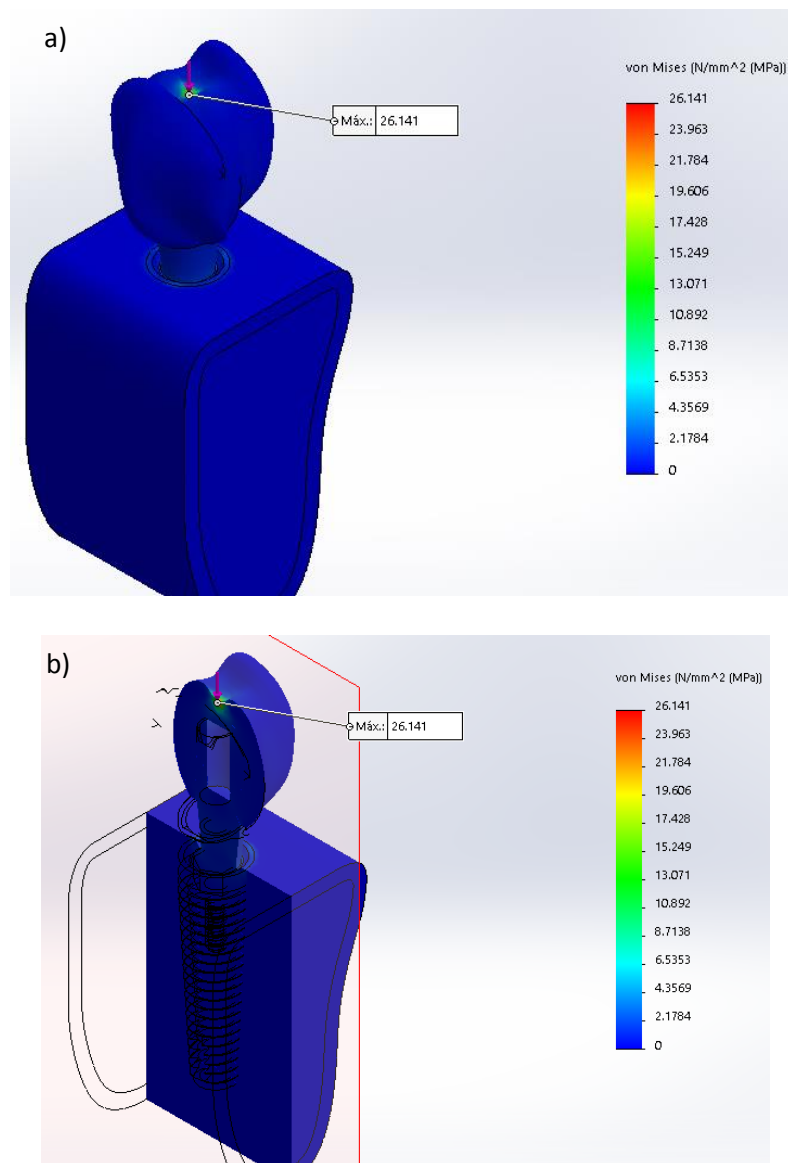


Figura 23. Resultados del esfuerzo de Von Mises del implante tradicional con fuerza axial de 7.5 N en a) Vista Isométrica; b) Vista Isométrica en corte.

El máximo valor de donde se concentra es en el área donde empieza la fuerza de masticación y después se disipa en toda la estructura dental, el valor máximo de Von Mises es de 26.141 MPa.

Teoría de Falla de Factor de Seguridad con fuerza axial de 7.5N:

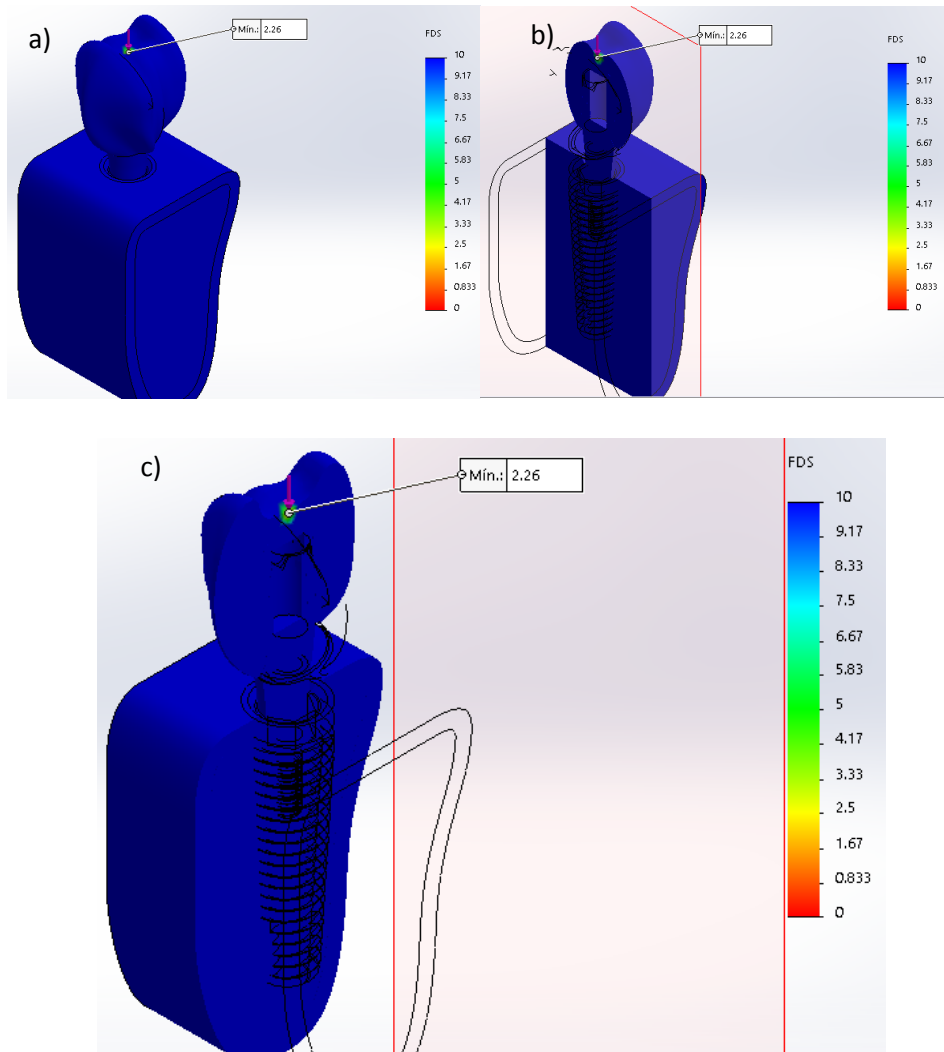


Figura 24. Factor de Seguridad del implante tradicional con fuerza axial de 7.5 N
a) Vista Isométrica; b) y c) Vista Isométrica en corte.

El valor mínimo en FDS se encuentra en el área de contacto de la fuerza de masticación, la cual se distribuye y se disipa en el resto de la pieza dental, su valor mínimo es de FDS es de 2.26.

Teoría de Falla de Von Mises con fuerza axial de 100 N:

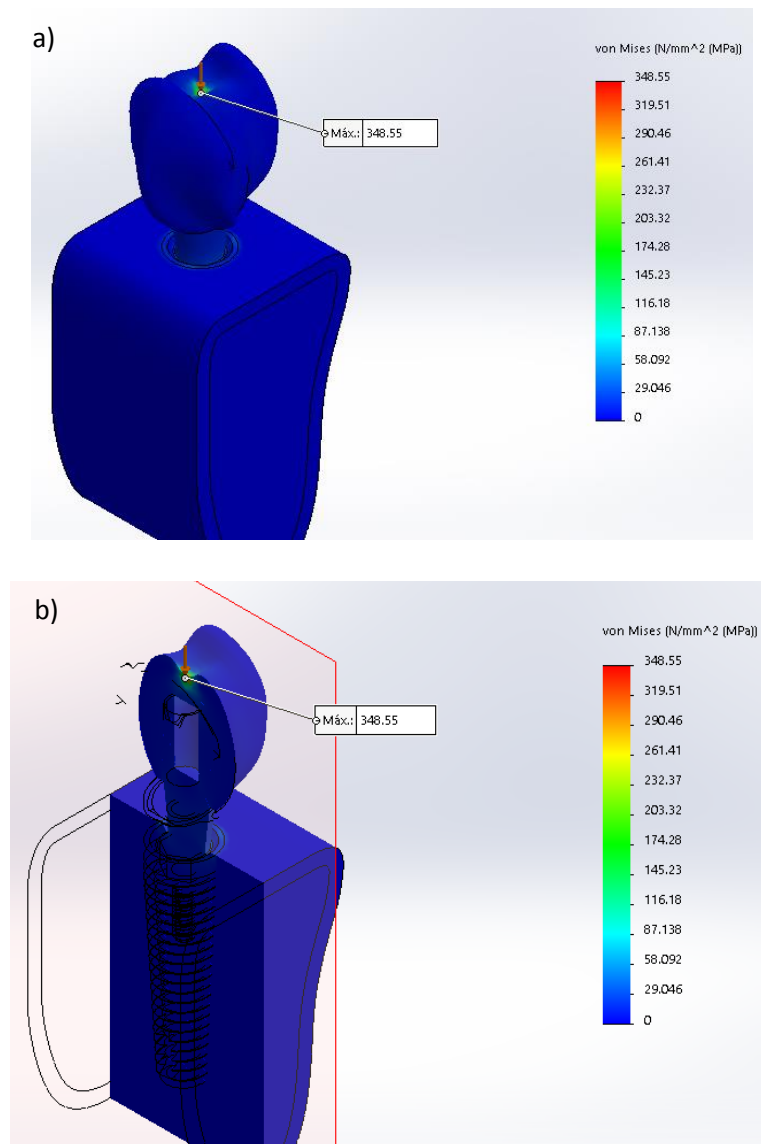


Figura 25. Resultados del esfuerzo de Von Mises del implante tradicional con fuerza axial de 100 N en a) Vista Isométrica; b) Vista Isométrica en corte.

El máximo valor de donde se concentra es en el área donde empieza la fuerza de masticación y después se disipa en toda la estructura dental, el valor máximo de Von Mises es de 348.55 MPa.

Teoría de Falla de Factor de Seguridad con fuerza axial de 100 N:

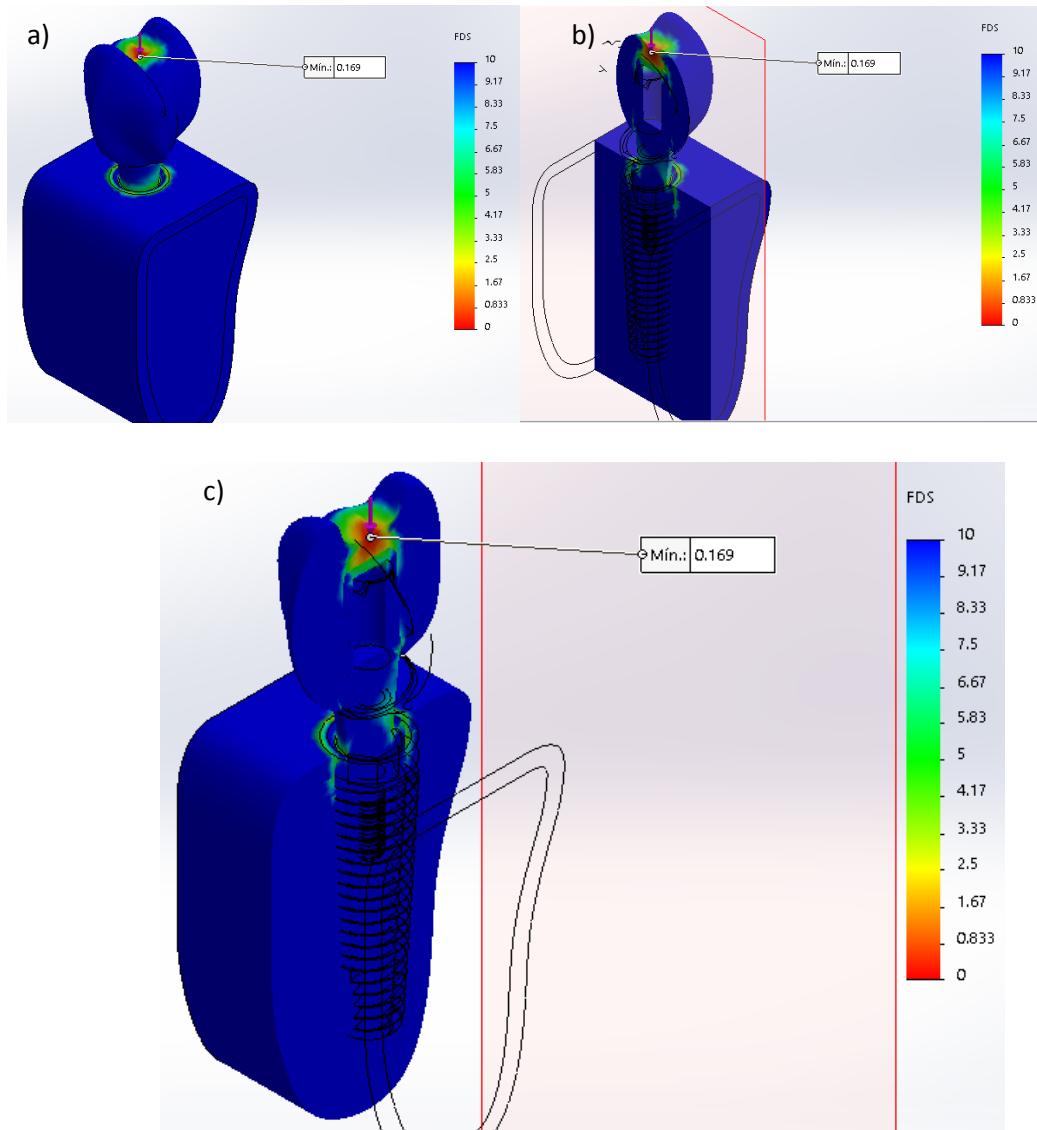


Figura 26. Factor de Seguridad del implante tradicional con fuerza axial de 100 N a) Vista Isométrica; b) y c) Vista Isométrica en corte.

El valor mínimo en FDS se encuentra en el área de contacto de la fuerza de masticación, la cual se distribuye y se disipa en el resto de la pieza dental, su valor mínimo es de FDS es de 0.169

Teoría de Falla de Von Mises con fuerza axial de 150 N:

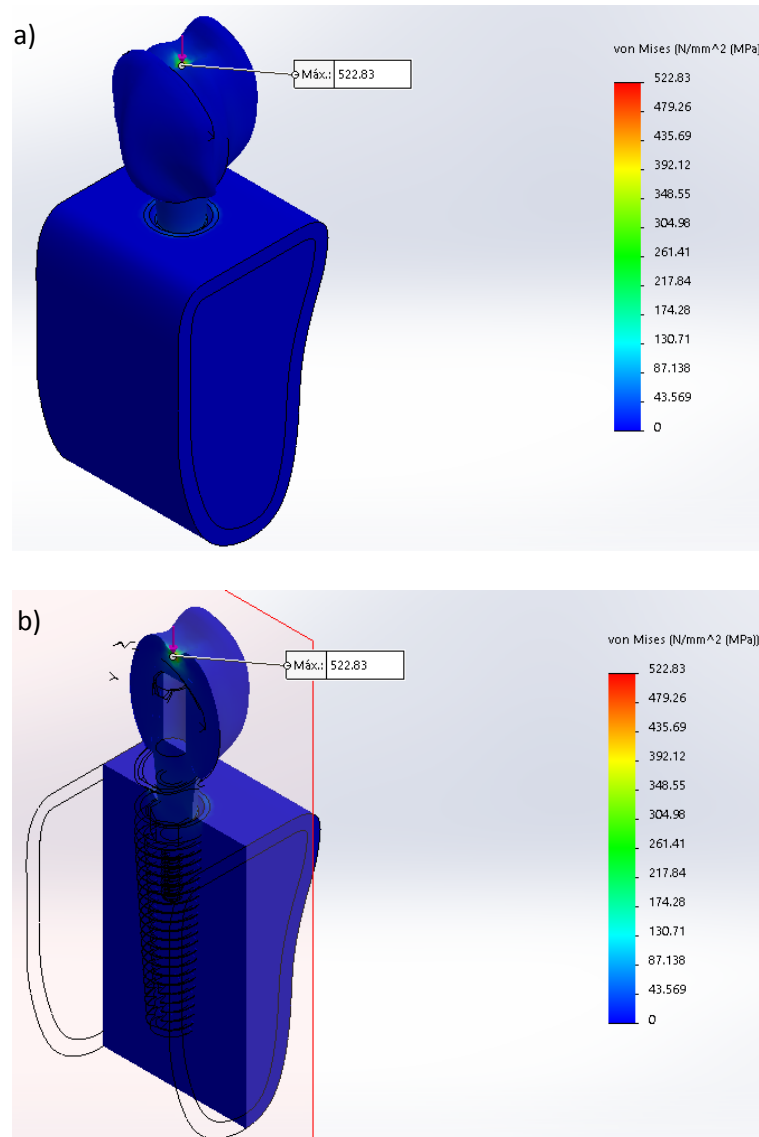


Figura 27. Resultados del esfuerzo de Von Mises del implante tradicional con fuerza axial de 150 N en a) Vista Isométrica; b) Vista Isométrica en corte.

El máximo valor de donde se concentra es en el área donde empieza la fuerza de masticación y después se disipa en toda la estructura dental, el valor máximo de Von Mises es de 522.83 MPa.

Teoría de Falla de Factor de Seguridad con fuerza axial de 150 N:

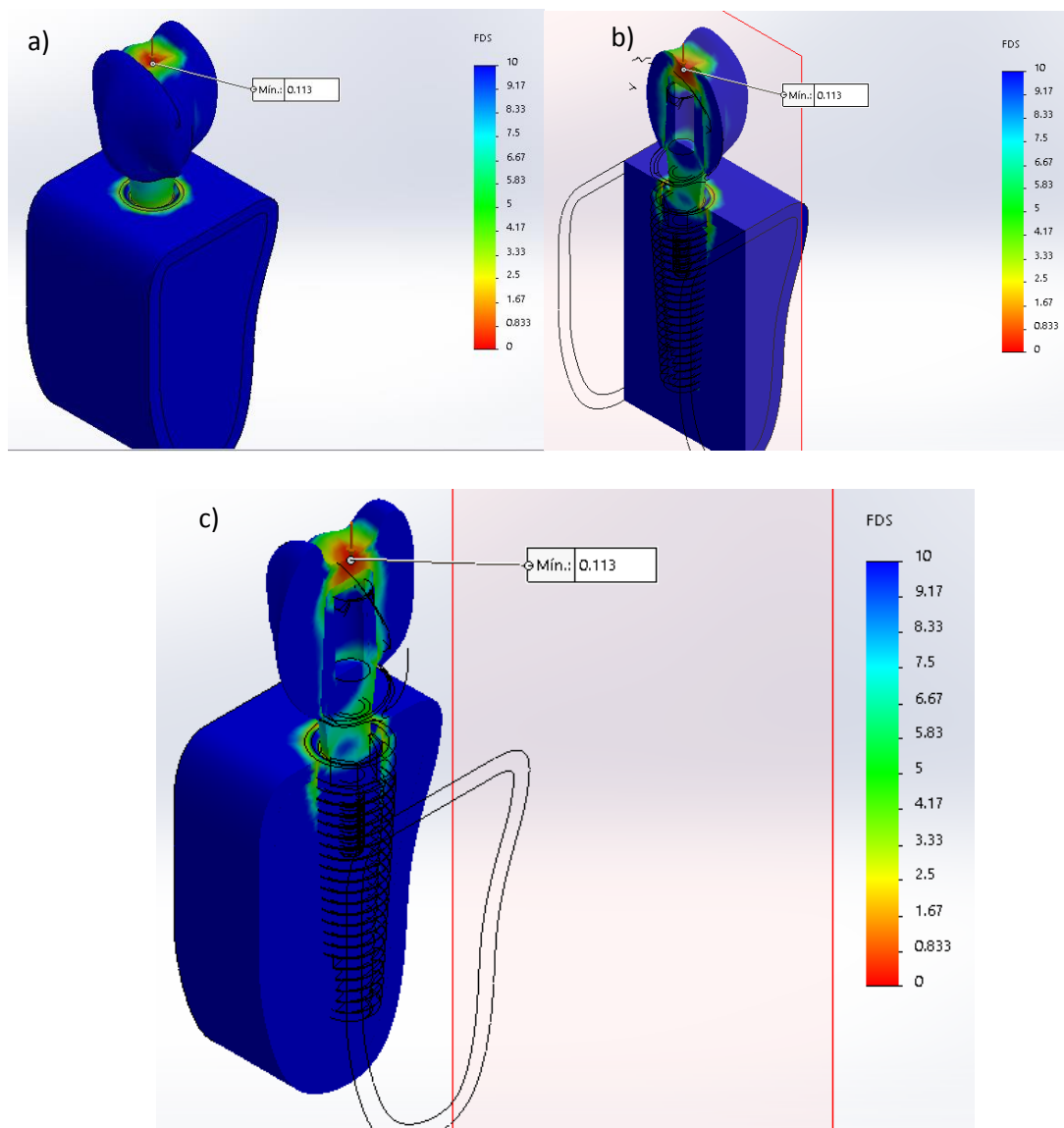


Figura 28. Factor de Seguridad del implante tradicional con fuerza axial de 150 N a) Vista Isométrica; b) y c) Vista Isométrica en corte.

El valor mínimo en FDS se encuentra en el área de contacto de la fuerza de masticación, la cual se distribuye y se disipa en el resto de la pieza dental, su valor mínimo es de FDS es de 0.113.

7.6.3 Resultados para implante personalizado sinterizado.

Teoría de Falla de Von Mises con fuerza axial de 7.5 N:

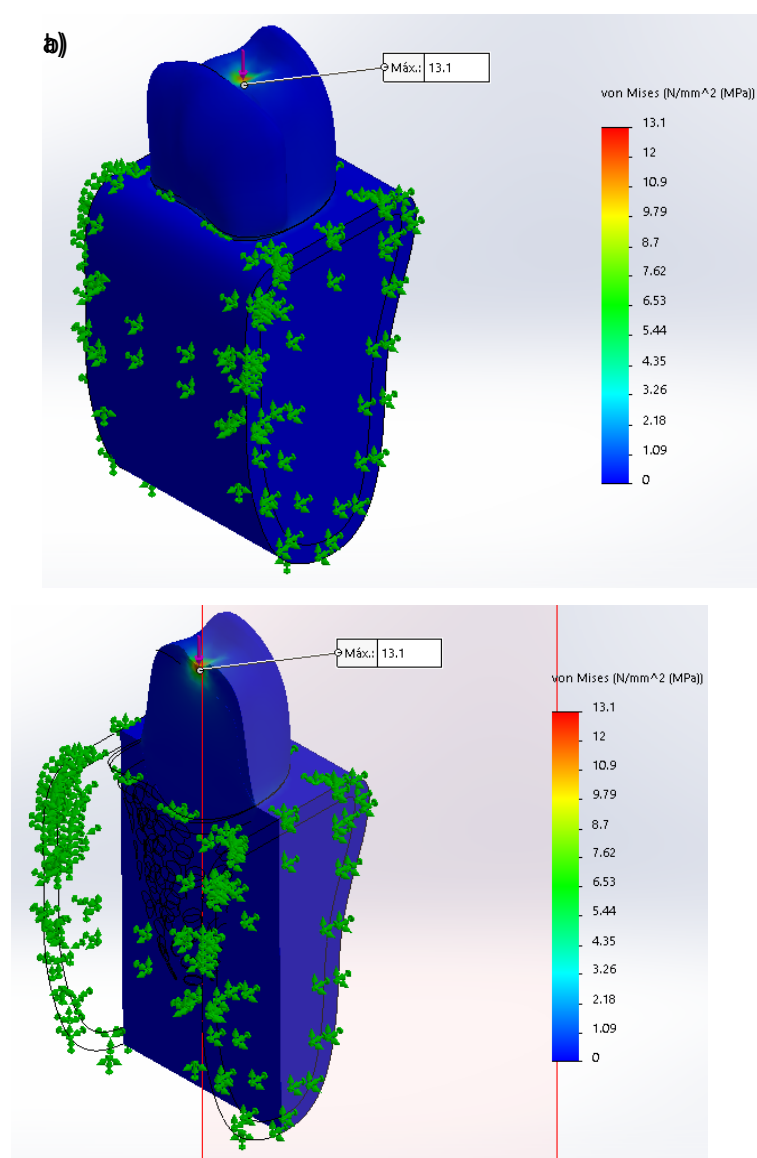


Figura 29. Resultados del esfuerzo de Von Mises del implante personalizado con fuerza axial de 7.5 N en a) Vista Isométrica; b) Vista Isométrica en corte.

El máximo valor de donde se concentra es en el área donde empieza la fuerza de masticación y después se disipa en toda la estructura dental, el valor máximo de Von Mises es de 13.1 MPa.

Teoría de Falla de Factor de Seguridad con fuerza axial de 7.5 N:

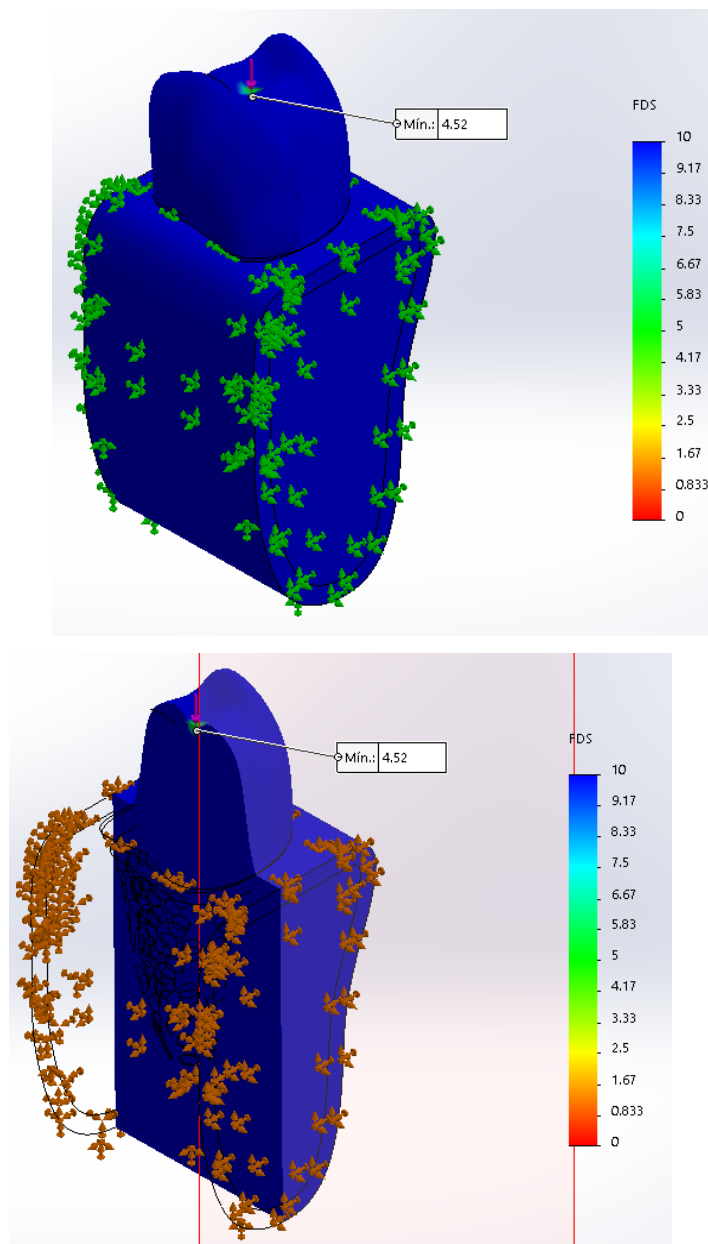


Figura 30. Factor de Seguridad del implante personalizado con fuerza axial de 7.5 N a) Vista Isométrica; b) y c) Vista Isométrica en corte.

El valor mínimo en FDS se encuentra en el área de contacto de la fuerza de masticación, la cual se distribuye y se disipa en el resto de la pieza dental, su valor mínimo es de FDS es de 4.52.

Teoría de Falla de Von Mises con fuerza axial de 100 N:

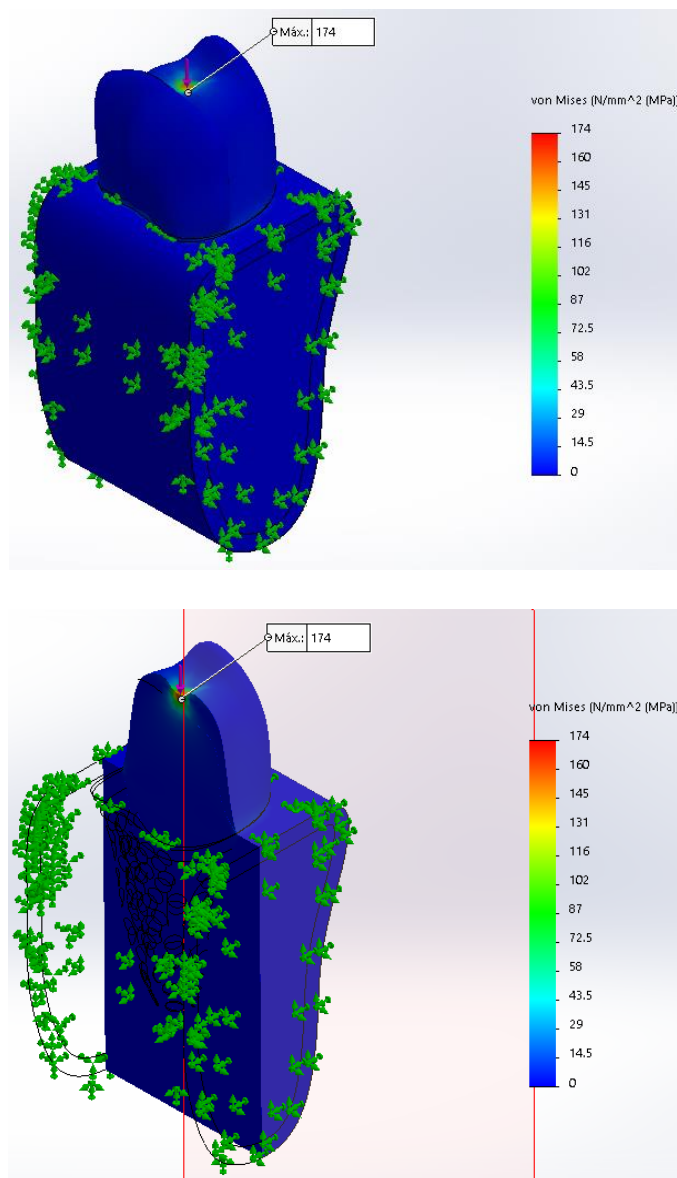


Figura 31. Resultados del esfuerzo de Von Mises del implante personalizado con fuerza axial de 100 N en a) Vista Isométrica; b) Vista Isométrica en corte.

El máximo valor de donde se concentra es en el área donde empieza la fuerza de masticación y después se disipa en toda la estructura dental, el valor máximo de Von Mises es de 174 MPa.

Teoría de Falla de Factor de Seguridad con fuerza axial de 100 N:

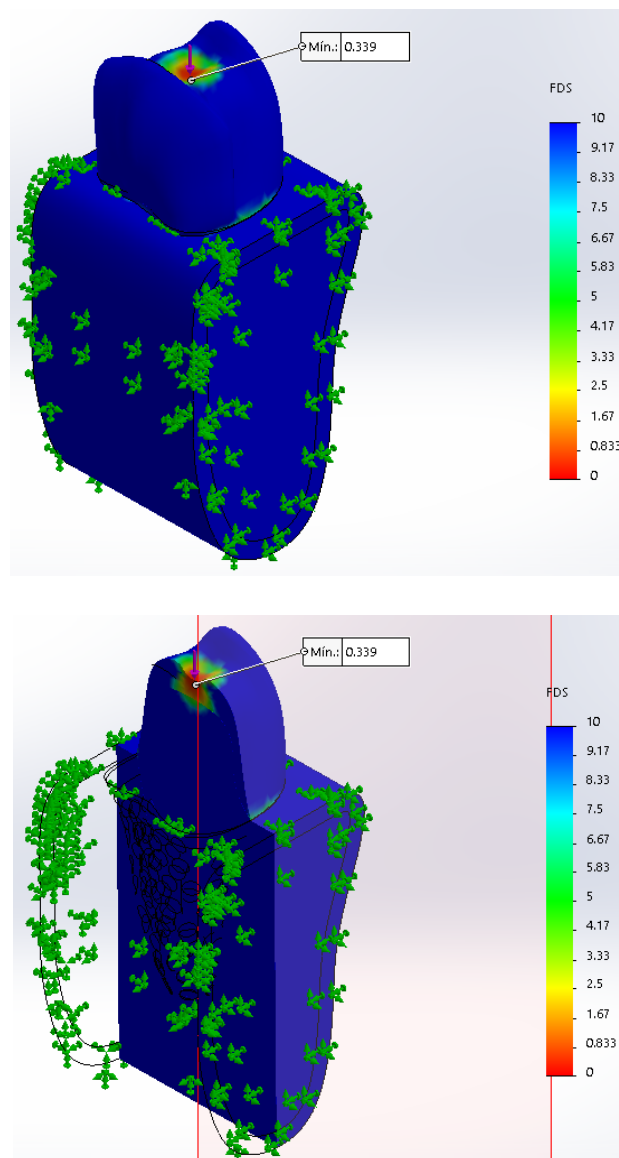


Figura 32. Factor de Seguridad del implante personalizado con fuerza axial de 100 N a) Vista Isométrica; b) y c) Vista Isométrica en corte.

El valor mínimo en FDS se encuentra en el área de contacto de la fuerza de masticación, la cual se distribuye y se disipa en el resto de la pieza dental, su valor mínimo es de FDS es de 0.339.

Teoría de Falla de Von Mises con fuerza axial de 150 N:

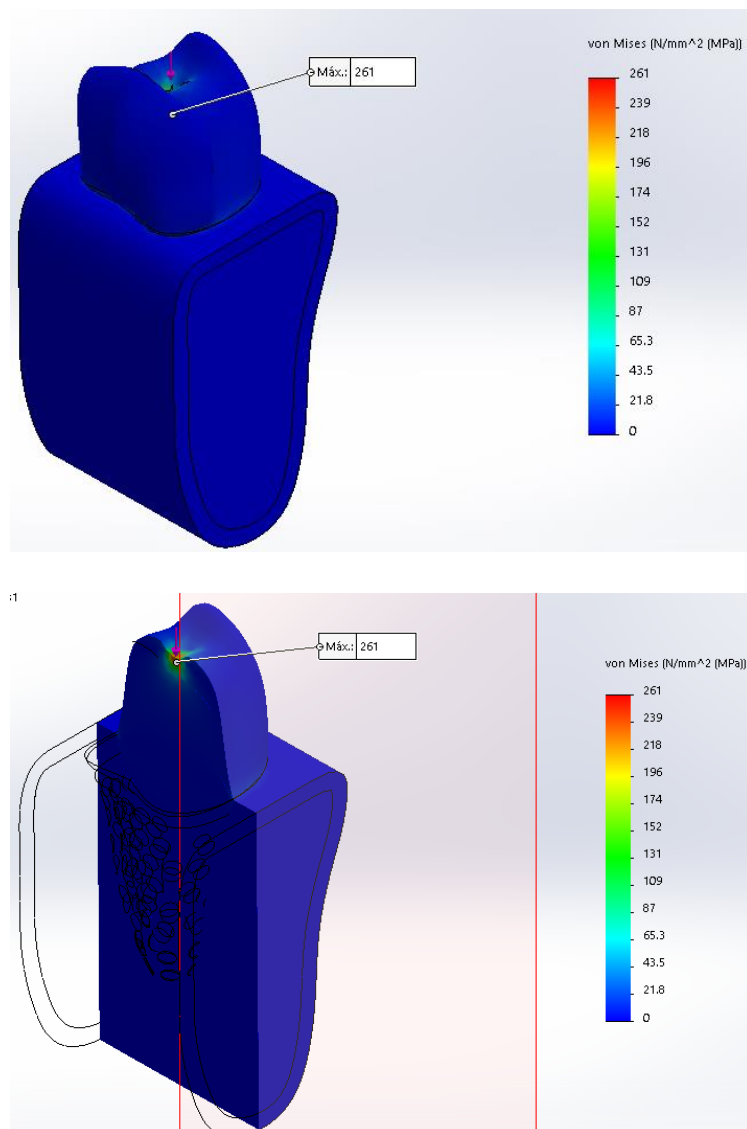


Figura 33. Resultados del esfuerzo de Von Mises del implante personalizado con fuerza axial de 150 N en a) Vista Isométrica; b) Vista Isométrica en corte.

El máximo valor de donde se concentra es en el área donde empieza la fuerza de masticación y después se disipa en toda la estructura dental, el valor máximo de Von Mises es de 261 MPa.

Teoría de Falla de Factor de Seguridad con fuerza axial de 150 N:

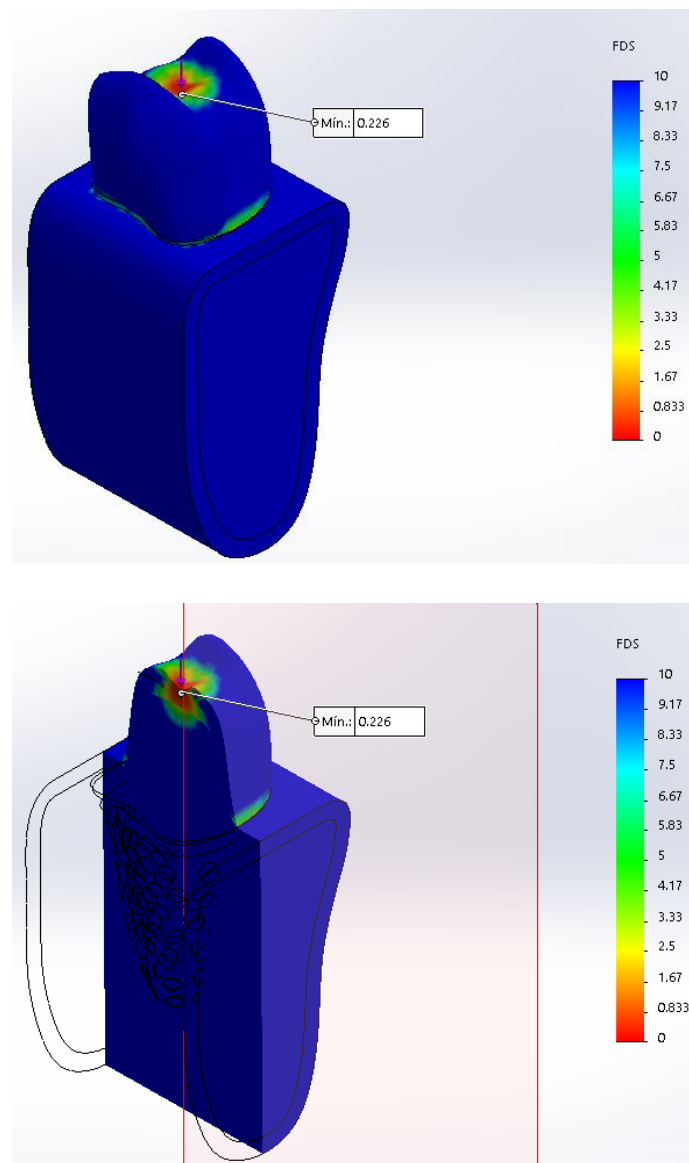


Figura 34. Factor de Seguridad del implante personalizado con fuerza axial de 150 N a) Vista Isométrica; b) y c) Vista Isométrica en corte.

El valor mínimo en FDS se encuentra en el área de contacto de la fuerza de masticación, la cual se distribuye y se disipa en el resto de la pieza dental, su valor mínimo es de FDS es de 0.226.

7.7 RESUMEN DE TABLA DE RESULTADOS DE LOS VALORES ENCONTRADOS

Tabla 3. Resultados de los valores encontrados

| | DIENTE NATURAL | | | IMPLANTE TRADICIONAL | | | IMPLANTE PERSONALIZADO | | |
|-----|----------------|--------------------|------|----------------------|--------------|------|------------------------|--------------|------|
| | VON (N) | MISES MAX (MPa) | FDS | VON MAX (MPa) | MISES FDS | FDS | VON MAX (MPa) | MISES FDS | FDS |
| 7,5 | 21.3 | | 4.88 | 26.14 | | 2.26 | 13.1 | | 4.52 |
| 100 | 284 | | 0.37 | 348.55 | | 0.17 | 174 | | 0.34 |
| 150 | 427 | | 0.24 | 522.83 | | 0.11 | 261 | | 0.23 |

8. Discusión

El estándar ideal en la estrategia de la implantología / rehabilitación moderna es crear una óptima función y restauración con los mejores resultados estéticos a largo plazo usando técnicas mínimamente invasivas. Con las nuevas tecnologías de radiografías 3D en el mercado se puede analizar los datos de mejor manera para buscar soluciones más novedosas; llegando a hacer así a la implantología moderna los tratamientos más predecibles, con tiempos más cortos. (Van Noort, R., 2012)

Durante las últimas décadas, los implantes dentales han presentado una anatomía estándar para el reemplazo protésico de piezas dentales perdidas; la oseointegración tiene una tasa del 90% en la literatura actual. La implementación de implantes personalizados, tras la extracción inmediata ha presentado a los clínicos una mejor posibilidad con una tasa de éxito alta de oseointegración. (Moraschini, Poubel, Ferreira & Barboza, 2015).

La colocación de implantes inmediatos tiene muchas ventajas para la preservación del hueso alveolar, pero este presenta ciertos problemas de incongruencia ya que no queda de manera ajustada al espacio donde se realiza la extracción del diente, por lo que se debe usar materiales como hueso y membranas para que este quede fijo en el espacio donde se encontraba el diente, por lo que para su posterior rehabilitación se debe esperar mucho más tiempo. Este problema ahora puede solucionarse mediante el uso de implantes con la misma forma del diente que se va a extraer, a partir de los datos de una tomografía computarizada antes de realizar la extracción, creando lo en una sintetizadora o una fresadora, lo que resultara en un ajuste perfecto a la forma del alveolo del diente. (Schubert, Beuer, Guth, Nold, Edelhoff & Metz, 2018)

El sistema sin tornillo de tope elimina la posibilidad de aflojamiento, fractura de este y falla de conexión. Presentando también la ventaja de un perfil higiénico para la reducción de acumulación de placa /atrapamiento de alimentos alrededor del implante en la corona. (Westover, B., 2019)

Al hacer un menor traumatismo óseo, al momento de la colocación es una característica de los implantes personalizados, pero aun con la poca bibliografía existente se desconoce completamente el éxito a largo plazo de la oseointegración. Un estudio temprano en animales mostros un 6% de encapsulación de tejidos blandos, 6% de pérdida temprana y un 88% de tasa de oseointegración con todos los implantes de titanio colocados en beagles. (Lundgren, Rylander, Andersson, Johansson & Albrektsson, 1992).

Los implantes personalizados investigados para el reemplazo inmediato con materiales de titanio y zirconio a los 36 meses han mostrado tasa de supervivencias positivas comparadas con los implantes estándar. (Pirker & Kocher, 2009)

El sistema Replicate ofrece un implante en forma de raíz de titanio / zirconio, el cual es de estructura solida diseñado para la oseointegración producido actualmente por un proceso de fabricación por sustracción. Los implantes producidos por este proceso aditivo llamado conformación directa por láser o sinterización directa por láser, después de un seguimiento a corto plazo con una carga funcional tuvo una tasa global de supervivencia del 99.5% de los implantes. (Mangano, Mangano, Shibli, Luongo, De Franco, Briguglio, Figliuzzi, Eccellente, Rapani, Piombino & Macchi, 2012)

Diversos estudios sobre la sinterización laser para la superficie de los implantes han demostrado una gran capacidad para acelerar la oseointegración debido a los microporos (200 nm) que se pueden producir; se ha demostrado que el hueso crece en estos microporos. (Figliuzzi, Mangano & Mangano, 2012)

Se han estudiado muchos diseños de implantes personalizados inmediatos, para comprender si las formas biomimeticas podrían resolver muchas de las complicaciones de los implantes convencionales, y si estos contornos de emergencia biomimeticos personalizados, en lugar de un material redondo estándar, pueden ayudar a minimizar las complicaciones de la periimplantitis y posterior pérdida ósea. Muchos de los implantes de diseño personalizado han tenido éxito, pero dentro de un marco de tiempo limitado. (Tunchel, Blay, Kolerman, Mijiritsky & Shibli, 2016).

En un estudio realizado para la fabricación de los implantes de diseño personalizado es necesario tener una buena compresión de la tomografía, al igual que para la fabricación asistida (CAD) y la tecnología por computadora (CAM), ya que se midió la discrepancia que puede existir y su congruencia con alveolo post extracción; los autores demostraron que el volúmen del alveolo era mayor que la parte de la raíz del implante personalizado, este iba de 0.6% al 5.9%. con esto se confirma que para la confección de un implante de diseño personalizado es clave la preparación de macroretenciones en la superficie del implante para lograr una adecuada estabilidad inicial. (Moin, Hassan, Mercelis & Wismijer, 2013)

También se propone según Piker et al., 2011, que para evitar que el implante de diseño personalizado vaya a tener alguna consecuencia en el hueso en la cara vestibular y lingual o palatino se debe hacer una disminución en la raíz del 0.1 y 0.2 mm para reducir la tensión en el hueso cortical y así evitar una fractura en la delgada pared ósea alveolar; las macro y micro retenciones de la topografía de los implantes personalizados solo deben estar limitados a los espacios interdentes (en las partes mesiales y distales de la raíz del implante) para una mejor estabilidad y óseo integración .

9. Conclusiones

- En los casos analizados se puede concluir que el mejor comportamiento que existe entre los 3 modelos es el implante personalizado, ya que su concentración de esfuerzos es menor comparado con el implante convencional, teniendo así una mayor semejanza con el diente natural (Von Mises).
- El implante personalizado involucra menos elementos, esto hace que la distribución de esfuerzos sea distribuida directamente al implante haciendo de esta una estructura mucho más eficiente.
- Si fuera el caso que el implante personalizado no fuera una opción, la opción ideal es el implante tradicional, aunque por los valores tienen un comportamiento de alta concentración de esfuerzos en la zona de la corona y su conexión.

- El comportamiento de la distribución de esfuerzos es de la siguiente manera: empieza en el área donde está ejerciendo la fuerza de masticación, se distribuye de manera homogénea bajando hasta la raíz (implantes) y esta empieza a distribuir los esfuerzos hacia afuera (parte externa de la raíz o implantes) mientras se va disipando, llega al contacto del hueso y se disipa por completo hasta antes de llegar al $\frac{1}{3}$ de la longitud de la raíz (implante) dentro del hueso.
- El factor de seguridad (FDS) nos da información del comportamiento de la distribución de los esfuerzos ya que se puede ver como interactúa todo el sólido en su distribución, y no solo ver donde se encuentra el valor máximo (Von Mises).
- El elemento que más va a sufrir la concentración de esfuerzos va a ser la corona sea en cualquiera de los 3 casos, esto se concluye gracias al análisis de Von Mises.
- Los casos de estudio que fueron de 7.5N, 100N y 150N en la fuerza de masticación fueron para poder evidenciar de manera progresiva la respuesta de la distribución de esfuerzos en cada caso, lo cual nos permitió analizar de mejor manera su comportamiento.
- En los resultados de factor de seguridad (FDS) se ve que en casi todos los estudios tienen un valor inferior a 1.23 y están localizados en la corona, lo bueno de que se concentren ahí los esfuerzos es que el material es muy resistente para soportar las cargas masticatorias.

10. Recomendaciones

- Si se va a colocar un implante convencional y no uno personalizado, se recomienda usar un implante con trabéculas en su diseño (Zimmer trabecular metal) ya que las trabéculas en el implante han demostrado tener una mejor oseointegración.
- Con las nuevas tendencias para la rehabilitación sobre implante, se recomienda realizar con una corona de resina en bloque (CAD/CAM) para ver con un material menos rígido como la corona de zirconio.

- Debido al desgaste que tiene la corona de zirconio con un diente antagonista natural, se recomienda realizar controles de oclusión, ya que el desgaste que se produce cambia el punto de contacto, generando así más estrés sobre el implante al haber cambio en la oclusión.
- Al no existir un consenso sobre como dejar la oclusión en un implante, se recomienda, dejar un punto único que vaya lo más central al eje del implante (ya sea en un implante personalizado o convencional), o dejar varios puntos equidistantes paralelos entre si con la misma intensidad.

Referencias

- Barbier, L., Vander, J., Krzesinski, G., Schepers, E., Van der Perre, G. (1998). Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of oral rehabilitation*. 25: 847–858. doi.org/10.1046/j.1365-2842.1998.00318.x.
- Brånemark, P., Hansson, B., Adell, R. (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 16(10):1-132.
- Brånemark, P., Zarb, G., Albrektsson, T. (1985). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Quintessence Publications. 77:496–497.
- Brånemark, R., Brånemark, P., Rydevik, B., Myers, R. (2001) Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. *J Rehabil Res Dev*. 38 (2):175-181.
- Brune, A., Stiesch, M., Eisenburger, M., Greuling. (2019) The effect of different occlusal contact situations on peri-implant bone stress – A contact finite element analysis of indirect axial loading. *Materials Science & Engineering C 99*. 367–373.
- Buser, D., Ruskin, J., Higginbottom, F., Hardwick, R., Dahlin, C., Shenk, R. (1995) Osseointegration of titanium implants in bone regenerated in membraneprotected defects: A histologic study in the canine mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Vol.10: 666–681.
- Buser, D., Sennerby, L., De Bruyn, H. (2017). Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontology 2000*. 73(1):7-21. doi: 10.1111/prd.12185.
- Chen, J., Zhang, Z., Chen, X., Zhang, C., Zhang, G., Xu, Z. (2018). Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 112(5):1088-95.e1. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.04.026.
- Chen, J., Zhang, Z., Chen, X., Zhang, X. (2017). Influence of custom-made implant designs on the biomechanical performance for the case of immediate post-extraction placement in the maxillary esthetic zone: a finite

element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 20(6):636-644. doi: 10.1080/10255842.2017.1283406.

Degidi, M.; Artese, L.; Piattelli, A.; Scarano, A.; Shibli, J.A.; Piccirilli, M.; Perrotti, V.; Iezzi, G. (2012). Histological and immunohistochemical evaluation of the peri-implant soft tissues around machined and acid-etched titanium healing abutments: A prospective randomised study. *Clin. Oral Investig.* Vol.16: 857–866.

Eke, P., Dye, B., Wei, L., Slade, G., Thornton-Evans, G., Borgnakke, W., Taylor, G., Page, R., Beck, J., Genco, R. (2015). Update on Prevalence of Periodontitis in Adults in the United States: NHANES 2009 – 2012. *Journal of Periodontology*. 86(5):611-22. doi: 10.1902/jop.2015.140520.

Ereifej, N., Rodríguez, F., Silikas, N., Whatts, D. (2011) Experimental and FE shear-bonding strength at core/ veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dent Mater.* 27;590-597.

Figliuzzi, M., Mangano, F., Mangano, C. (2012). A novel root analogue dental implant using CT scan and CAD/ CAM: selective laser melting technology. *Int J Oral Maxillofac Surg.* Vol. 41 (7):858–62.

Gorustovich, A., Guglielmotti, M. (2001). Histomorphometric study of the peri-implant bone healing in case of nerve injury: an experimental model in rats. *Implant Dent.* 10(3):203-207.

Guglielmotti, M., Olmeo, D., Cabrini, R., (2019) Research on implants and osseointegration. *Periodontology* 2000. 79:178–189. DOI: 10.1111/prd.12254.

He, L., Li, D., Zhang, J., Li, X., Lu, S., Tang, Z. (2016). Influence of Different Abutment Designs on the Biomechanical Behavior of Dental Root-Analog Implant: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Implant Dentistry.* 25(6):802-806. doi:10.1097/ID.0000000000000487

He, L., Zhang, J., Li, X., Hu, H., Lu, S., Tang, Z. (2017). Irregular Implant Design Decreases Periimplant Stress and Strain Under Oblique Loading. *Implant Dentistry.* 26(5):744-750. doi: 10.1097/ID.0000000000000662.

- Huempfer-Hierl, H., Schaller, A., Hemprich, A., Hier, T. (2014) Biomechanical investigation of naso-orbitoethmoid trauma by finite element analysis. *Brit J Oral Maxillofac Surg*. Vol. 52: 850e853.
- Igarashi, K., Nakahara, K., Haga-Tsujimura, M., Kobayashi, E., & Watanabe, F. (2015). Hard and soft tissue responses to three different implant materials in a dog model. *Dental Materials Journal*, 34(5), 692-701.
- Jenny, G., Jauernik, J., Bierbaum, S., Bigler, M., Grätz, K., Rücker, M., Stadlinger, B. (2016). A systematic review and meta-analysis on the influence of biological implant surface coatings on periimplant bone formation. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A*, 104(11):2898-2910. doi: 10.1002/jbm.a.35805
- Khang., D., Oh, Y. (2017). Recent advances in dental implants. *Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery*. 39(1): 33. doi: 10.1186/s40902-017-0132-2.
- Kohal, R., Hürzeler, M., Mota, L., Klaus, G., Caffesse, R., Strub, J. (1997). Custom made root analogue titanium implants placed into extraction sockets. An experimental study in monkeys. *Clinical Oral Implants Research*. 8(5):386-92. doi: 10.1034/j.1600-0501.1997.080505.x.
- Lundgren, D., Rylander, H., Andersson, M., Johansson, C., Albrektsson, T. (1992). Healing- in of root analogue titanium implants placed in extraction sockets. An experimental study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res*. Vol.3:136–43.
- Mangano, C., Mangano, F., Shibli, J., Luongo, G., De Franco, M., Briguglio, F., Figliuzzi, M., Eccellente, T., Rapani, C., Piombino, M., Macchi, A. (2012) Prospective clinical evaluation of 201 direct laser metal forming implants: results from a 1-year multicenter study. *Lasers Med Sci*. Vol. 27(1) :181–9.
- Mangano, C., Mangano, F., Shibli, J., Ricci, M., Perrotti, V., d'Avila, S., Piattelli, A. (2012). Immediate loading of mandibular overdentures supported by unsplinted direct laser metal forming (DLMF) implants. Results from a 1-

- year prospective study. *Journal of Periodontology*. 83(1): 70–78. doi: 10.1902/jop.2011.110079.
- Mangano, C.; Piattelli, A.; Scarano, A.; Raspanti, M.; Shibli, J.A.; Mangano, F.G.; Perrotti, V.; Iezzi, G. (2014). A light and scanning electron microscopy study of human direct laser metal forming dental implants. *Int. J. Periodontics Restor. Dent*. Vol. 34: e9–e17.
- Mangano, C.; Raspanti, M.; Traini, T.; Piattelli, A. (2009). Sammons, R. Stereo imaging and cytocompatibility of a model dental implant surface formed by direct laser fabrication. *J. Biomed. Mater. Res*. Vol. 88: 823–831.
- Mangano, F., Cirotti, B., Sammons, R., Mangano, C. (2012). Custom-made, root-analogue direct laser metal forming implant: a case report. *Lasers in Medical Science*. 27(6):1241-5. doi: 10.1007/s10103-012-1134-z.
- Mangano, F.; Chambrone, L.; van Noort, R.; Miller, C.; Hatton, P.; Mangano, C. (2014). Direct metal laser sintering titanium dental implants: A review of the current literature. *International Journal of Biomaterials*. Vol. 2014, ID 461534. <http://dx.doi.org/10.1155/2014/461534>
- Martínez, J., Cano, J., Campo, J., Martínez, M., Garcia, F. (2002). Diseño de los implantes dentales: Estado Actual. *Avances en Periodoncia*. 4(3):129-136.
- Moin, D., Hassan, B., Wismeijer, D. (2018). Immediate Nonsubmerged Custom Root Analog Implants: A Prospective Pilot Clinical Study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 33(2):e37-e44. doi: 10.11607/jomi.6048.
- Moin, D., Hassan, B., Mercelis, P., Wismeijer, D. (2013). Designing a novel dental root analogue implant using cone beam computed tomography and CAD/ CAM technology. *Clinical Oral Implants Reserch*. 24(A100):25–27. doi:10.1111/j.1600-0501.2011.02359.x.
- Moraschini, V., Poubel, L., Ferreira, V., Barboza, S. (2015). Evaluation of survival and success rate of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. Vol. 44: 377–88.

- Morneburg, T., Proschel, P. (2003). In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency. *The International Journal of Prosthodontics*. 16(5):481-6.
- Oskui, I., Hashemi, A., Jafarzadeh, H., Kato, A. (2017). Finite element investigation of human maxillary incisor under traumatic loading: Static vs dynamic analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 155:121–125. doi:10.1016/j.cmpb.2017.12.007
- Patankar, A., Kshirsagar, R., Patankar, S., Pawar, S. (2014). Immediate, Non Submerged Root Analog Zirconia Implant in Single Rooted Tooth Replacement: Case Report with 2 years Follow Up. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*. 15(2): 270–273. doi:10.1007/s12663-015-0786-1
- Petrie, C., Williams J., (2005). Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clinical Oral Implant Reserch*. 16(4):486– 494. doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01132.x
- Pirker, W., Kocher, A. (2008). Immediate, nonsubmerged, rootanalogue zirconia implant in single tooth replacement. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 37(3):293–295 doi: 10.1016/j.ijom.2007.11.008.
- Pirker, W., Kocher, A. (2009) Immediate, non-submerged, root-analogue zirconia implants placed into singlerooted extraction sockets: 2-year follow-up of a clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. Vol. 8: 1127–32.
- Pirker, W., Wiedemann, D., Lidauer, A., Kocher, A. (2011) Immediate, single stage, truly anatomic zirconia implant in lower molar replacement: A case report with 2.5 years follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg*. Vol. 40: 212–216.
- Roehling, S., Meng, B. & Cochran, D. (2015) Sandblasted and acid etched implant surfaces with or without high surface free energy – experimental and clinical background In: Wennerberg, A., Albrektsson, T. & Jimbo, R., eds. *Implant surfaces and their biological and clinical impact*, 93-136: Springer Verlag Berlin Heidelberg. DOI 10.1007/978-3-662-45379-7_9
- Saeidi, R., Randelzhofer, P., Edelhoff, D., Prandtner, O., Freitas, C., Libermann, A. (2017). Innovative Single- Tooth Replacement with an Individual Root

- Analog Hybrid Implant In The Esthetic Zone: Case Report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 32(3):153- 160. doi: 10.11607/jomi.5562.
- Schubert, O., Beuer, F., Guth, J., Nold, E., Edelhoff, D., Metz, I. (2018) Two digital strategies in modern implantology- root-analogue implants and the digital one-abutment/one time concept. *Int J Comput Dent*. Vol. 21(2): 115–31.
- Schwarz, F., Alcoforado G., Nelson, K., Schaer, A., Taylor, T., Beuer, F., Strietzel, F. (2014). Impact of implant-abutment connection, positioning of the machined collar/microgap, and platform switching on crestal bone level changes. *Camlog Foundation Consensus Report. Clin Oral Implants Res*. Vol. 25: 1301–3.
- Sertgöz A, Güvener S. (1996) Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported prosthesis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 76(2):165–169. doi:10.1016/S0022-3913(96)90301-7
- Sheridan, R., Decker, A., Plonka, A., Wang, H. (2016) The role of occlusion in implant therapy: a comprehensive updated review. *Implant. Dent*. 25; 829–838. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000488>.
- Shigemitsu, R., Yoda, N., Ogawa, T., Kawata, T., Yamakawa, Y., Ikeya, K., Sasaki, K. (2014) Biological-data-based finite-element stress analysis of mandibular bone with implant supported overdenture. *Comput Biol Med*. Vol. 54: 44e52.
- Silva, B., Neto, J., Silva, Jr., Aguiar, A. (2011). Three-dimensional finite element analysis of the maxillary central incisor in two different situations of traumatic impact. *Comput Methods Biomech Biomed Eng*. Vol. 16: 158e164.
- Szwedowski, T., Whyne, C., Fialkov, J. (2010). Toward characterization of craniofacial biomechanics. *J Craniofac Surg*. Vol. 21: 202e207.
- Traini, T., Mangano, C., Sammons, R., Mangano, F., Macchi, A., Piattelli, A. (2008). Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium

- dental implants. *Dental Materials*. 24(11):525-1533. doi: 10.1016/j.dental.2008.03.029.
- Trivedi, S. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of oral biology and craniofacial research* 4.Pg. 200-203. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jobcr.2014.11.008>
- Tunchel, S., Blay, A., Kolerman, R., Mijiritsky, E., Shibli, A. (2016). 3D printing/additive manufacturing single titanium dental implants: a prospective multicenter study with 3 years of follow-up. *International Journal of Dentistry* Vol. 2016: <http://dx.doi.org/10.1155/2016/8590971>
- Urdaneta, R., Rodríguez, S., McNeil, D., Weed, M., Chuang, S. (2010). The effect of increased crown-to-implant ratio on singletooth locking-taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Vol. 25 :729e743.
- Van N. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*. Vol. 28 (1):3-12. doi: 10.1016/j.dental.2011.10.014.
- Van Staden, R., Guan, Loo, Y. (2006) Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. Vol. 9: 257e270.
- Verri, F., De Souza, V., Santiago, Jr., de Faria, D., Pellizzer, E. (2014). Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. *Mater Sci Eng*. Vol. C45:234e240.
- Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., Igarashi, Y (2008) Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *Journal of Dentistry*. 36(7):463–471. doi: 10.1016/j.jdent.2008.03.010.
- Westover, B. (2019) Three-Dimensional Custom-Root Replicate Tooth Dental Implants. *Oral Maxillofacial Surg Clin N Am*. Vol. 31(3):489-496. doi: 10.1016/j.coms.2019.03.010
- Witek, L., Marin, C., Granato, R., Bonfante, E., Campos, F., Bisinotto, J., Suzuki, M., Coelho, P. (2012). Characterization and in vivo evaluation of laser sintered dental endosseous implants in dogs. *Journal of Biomedical Materials Research. Part. B, Applied biomaterials*. 100(6):567- 1573. doi: 10.1002/jbm.b.32725.

Yamanishi, Y., Yamaguchi, S., Imazato, S., Nakano, T., Yatani, H. (2012) Influences of implant neck design and implant–abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: Three-dimensional finite element analysis. *Dental Materials*. 28(11):1126- 1133. doi: 10.1016/j.dental.2012.07.160.

