

Fernando Muñoz Rico

**Comparación del comportamiento biomecánico de un
diente molar sano, uno con anquilosis y un implante
dental**

Trabajo Final de Máster

dirigido por el Dr. Jordi Marcé Nogué y la Dra. Cristina Bucchi

Máster en Ingeniería Industrial



UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

Tarragona

2024

Agradecimientos

Primero de todo agradecer toda la ayuda prestada a lo largo del proyecto al Dr. Jordi Marcé Nogué, así como su apoyo, paciencia y comprensión.

Y también, a la Dra. Cristina Bucchi por haberme facilitado el acceso a las geometrías de los dientes e implantes y su inestimable ayuda a la hora de interpretar clínicamente los resultados obtenidos de los diferentes modelos.

Índex

1	Resumen.....	7
2	Introducción.....	7
	2.1 Objetivo	7
	2.2 Alcance	7
3	Método de los Elementos Finitos (FEM)	7
4	Anquilosis dental.....	10
5	Implantes dentales	11
6	Desarrollo del modelo	14
	6.1 Geometrias	15
	6.2 Materiales.....	19
	6.3 Condiciones de contorno	24
	6.4 Mallado	26
7	Análisis de los modelos	38
	7.1 Modelo diente sano	38
	7.2 Modelo diente con anquilosis	42
	7.3 Modelo con implante de 7 mm	46
	7.4 Modelo con implante de 10 mm	51
	7.5 Modelo con implante de 22 mm	57
8	Conclusiones finales.....	63
	8.1 Interpretación de resultados en dientes y coronas.....	63
	8.2 Interpretación de resultados en pulpa	64
	8.3 Interpretación de resultados en ligamento periodontal	65
	8.4 Interpretación de resultados en hueso.....	66
	8.5 Interpretación de resultados en implantes	67
9	Normas y referencias	69
	9.1 Disposiciones legales y normas	69
	9.2 Programas de cálculo	69
	9.3 Plan de gestión de la calidad aplicado	69
	9.4 Bibliografía	69
	9.5 Otras referencias	69
10	Definiciones y abreviaturas.....	70
11	Anexos.....	71
	11.1 Documentación inicial.....	71
	11.2 Convergencia de las mallas.....	79
	11.3 Otros documentos.....	82

11.3.1 Catálogo 2022 NEODENT 82

1 Resumen

En el presente proyecto se crean una serie de modelos de un molar y el hueso en el cual se encuentra encastado. La creación de los modelos se realiza partiendo de las geometrías obtenidas del escaneo del diente, su posterior filtrado y acondicionamiento. Una vez refinadas las geometrías se realiza su exportación al programa de análisis de elementos finitos, para obtener la información sobre las diferentes distribuciones de tensiones en cada uno de los modelos y llevar a cabo la comparativa entre los distintos modelos.

2 Introducción

2.1 Objetivo

El objetivo principal del presente trabajo es realizar un análisis comparativo de la distribución de la tensión mecánica entre un diente sano, uno con anquilosis y tres implantes de distintas longitudes, 7 mm, 10 mm y 22 mm, empleando modelos de elementos finitos.

2.2 Alcance

Se realizan una serie de modelos de elementos finitos con la ayuda del programa de cálculo por elementos finitos ANSYS 2019 R3, mediante los cuales se pretende establecer un análisis comparativo de la distribución de la tensión mecánica y posterior interpretación clínica de los resultados obtenidos con cada uno de los modelos analizados.

3 Método de los Elementos Finitos (FEM)¹

El Método de los Elementos Finitos (FEM) es una técnica numérica utilizada para obtener soluciones aproximadas de problemas de ingeniería y física. Se utiliza comúnmente en el análisis estructural, térmico, fluidodinámico y electromagnético, entre otros campos.

En el FEM se divide un dominio complejo o estructura en pequeñas partes llamadas "elementos". Estos elementos son regiones simples, como triángulos o cuadriláteros en problemas bidimensionales, o tetraedros y hexaedros en problemas tridimensionales. A este proceso de división se le denomina discretización y es un proceso fundamental en el FEM. Mediante la discretización se convierte un problema continuo en un conjunto de ecuaciones algebraicas que se pueden resolver numéricamente. La clave de la discretización en el FEM es la capacidad de aproximar el comportamiento continuo del sistema mediante la interpolación de soluciones en elementos finitos. Este proceso permite abordar problemas complejos y obtener soluciones numéricas aproximadas que convergen a la solución exacta a medida que se aumenta la densidad de la malla.

¹ El método de los elementos finitos.
Autor: O.C. Zienkiewicz

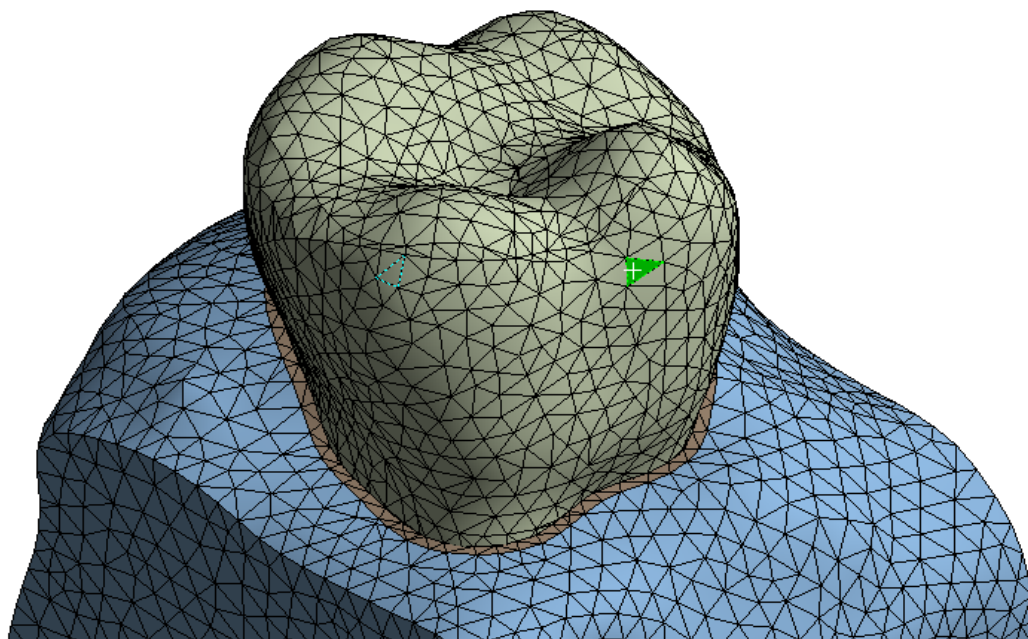


Fig. 1 Elemento en verde con nodos en extremos

Los elementos obtenidos mediante la discretización son subdominios más pequeños y más simples que se conectan para formar una malla. La elección de la forma y el tipo de elementos depende del tipo de problema y de las condiciones específicas. En los vértices de cada elemento, se colocan nodos. Estos nodos son puntos donde se evaluarán y se desconocerán las soluciones del problema. Los grados de libertad asociados a cada nodo son las variables desconocidas del problema como, por ejemplo, desplazamientos en problemas de mecánica de sólidos.

Para aproximar las soluciones entre nodos, se utilizan funciones de forma. Estas funciones son polinomios que definen cómo varían las soluciones a lo largo del elemento. Se eligen de manera que cumplan con las condiciones de interpolación y suavidad.

Las variables de interés (como desplazamientos, temperaturas, etc.) se definen en los nodos y se denominan variables nodales. En el FEM, las soluciones se interpolan a lo largo de los elementos mediante las funciones de forma, y las variables nodales representan los valores de estas soluciones en los nodos.

Las ecuaciones diferenciales que describen el comportamiento del sistema continuo se integran a lo largo de cada elemento. Este paso involucra el uso de las funciones de forma y sus derivadas para expresar las ecuaciones en términos de variables nodales.

En un siguiente orden, las ecuaciones integrales discretizadas de cada elemento se ensamblan en matrices y vectores globales. Esto implica combinar las contribuciones de cada elemento para formar el sistema de ecuaciones lineales global del problema. Aquí aparece el concepto de Matriz de Rigidez, que es un componente fundamental en el FEM, representa la relación entre las fuerzas y los desplazamientos en un elemento y se obtiene mediante la aplicación del principio de equilibrio y las condiciones de contorno.

Se aplican las condiciones de contorno al sistema global. Estas condiciones representan las restricciones del problema, como pueden ser los desplazamientos impuestos o puntos fijos y las fuerzas aplicadas.

El sistema de ecuaciones resultante se resuelve numéricamente para obtener los valores de las variables nodales desconocidas, que representan la solución aproximada del problema.

El método de los elementos finitos es una herramienta poderosa y versátil, que viene siendo utilizada durante más de 40 años por científicos e ingenieros, permitiendo resolver de forma aproximada ecuaciones diferenciales asociadas a un problema físico o ingenieril sobre geometrías complicadas. Habitualmente en el ámbito ingenieril se utiliza para determinar tensiones y deformaciones en estructuras/elementos que por su geometría sean demasiado complejas para analizarlas mediante los métodos tradicionales puramente analíticos.

Como hemos comentado anteriormente es un método que no proporciona la solución "exacta" a un problema dado, sino que, en realidad, posibilita obtener una solución aproximada que, con el juicio ingenieril que se le supone al calculista, puede ser más que suficiente para la resolución de un problema práctico.

Mediante el FEM se pasa de calcular un conjunto de ecuaciones diferenciales (sólido real continuo) a un conjunto de ecuaciones matriciales que se soluciona para un número finito de puntos (nodos), puede resolver sistemas lineales y no-lineales, con infinidad de materiales.

Sirve para análisis estático, dinámico, vibracional, estudios de pandeo, térmico, de fatiga e incluso problemas acoplados con interacción; análisis de mecánica de fluidos, campos eléctricos, magnéticos, ondas, procesos de reacción, difusión...

Desde el punto de vista de la programación algorítmica modular, las etapas necesarias para llevar a cabo un cálculo mediante un programa FEM se dividen en:

Preprocesamiento

En la etapa de preprocesamiento se realiza la preparación de datos de tal forma que quede claramente definido el problema a resolver. Primeramente y para que los datos puedan ser introducidos en el programa de análisis por elementos finitos (FEA), se debe definir el tipo de problema, estático o dinámico, lineal o no lineal. Se debe estudiar posibles simplificaciones de las geometrías a utilizar en la simulación, considerando posibles simetrías o suposiciones razonables. Una vez que se han considerado estos puntos, la información relevante se puede introducir en un paquete de preprocesador de computadora. Este paquete generalmente toma la forma de una interfaz gráfica que simplifica y automatiza la entrada de datos. Estos datos incluyen una descripción de la malla en términos de elección de tipo de elementos, numeración de elementos y nodos, coordenadas nodales, diferentes materiales y ecuaciones constitutivas correspondientes, y condiciones de carga y de contorno.

Análisis

Las matemáticas involucradas en la etapa de análisis pueden llegar a ser bastante complicadas y se remite al lector a las referencias dadas. Afortunadamente, el usuario que conoce los principios fundamentales del FEM, junto con una buena comprensión física del problema bajo análisis, probablemente logre resultados confiables. Debe entenderse que el FEM produce una solución numérica que se aproxima a la verdadera solución; por lo tanto, el FEM solo puede ser tan preciso como los últimos modelos matemáticos de comportamiento real. La etapa de análisis se puede resumir en:

- a) Generar una matriz de rigidez para un elemento y luego generar una matriz de rigidez global para toda la estructura.
- b) Aplicar condiciones de contorno.
- c) Resolver un sistema de ecuaciones para desplazamientos nodales.

Postprocesamiento

Se calculan en nuestro caso las tensiones y deformaciones y aparecen los resultados a través de la interfaz gráfica del programa. Los resultados se pueden presentar en varios

formatos, incluidos gráficos de líneas y contornos y gráficos de malla deformada. La parte más importante del postprocesamiento es la interpretación de los resultados.

Según juicio de ingeniería y con los valores obtenidos de distribuciones de tensiones y deformaciones se establecen ciertos criterios para dar razonamiento a los resultados obtenidos y así proceder a su interpretación clínica.

4 Anquilosis dental

La anquilosis dental se define como el proceso que causa la fusión del cemento o dentina radicular con el hueso alveolar y se caracteriza por la pérdida del ligamento periodontal (PDL), el cual es reemplazado por tejido óseo. En este punto desaparece la articulación existente entre el diente y el hueso alveolar modificando sus funciones estructurales. Los dientes más comúnmente afectadas son los primeros molares inferiores.

El ligamento periodontal es una de las partes del sistema de sujeción de los dientes, cubre completamente la raíz del diente y la une al hueso de los maxilares. Permite que las fuerzas que actúan sobre los dientes al masticar o al apretarlos se transmitan al hueso, es el encargado de absorber y proteger a los dientes frente a una carga que los puede llegar a romper, permitiendo que tengan un grado de movilidad.

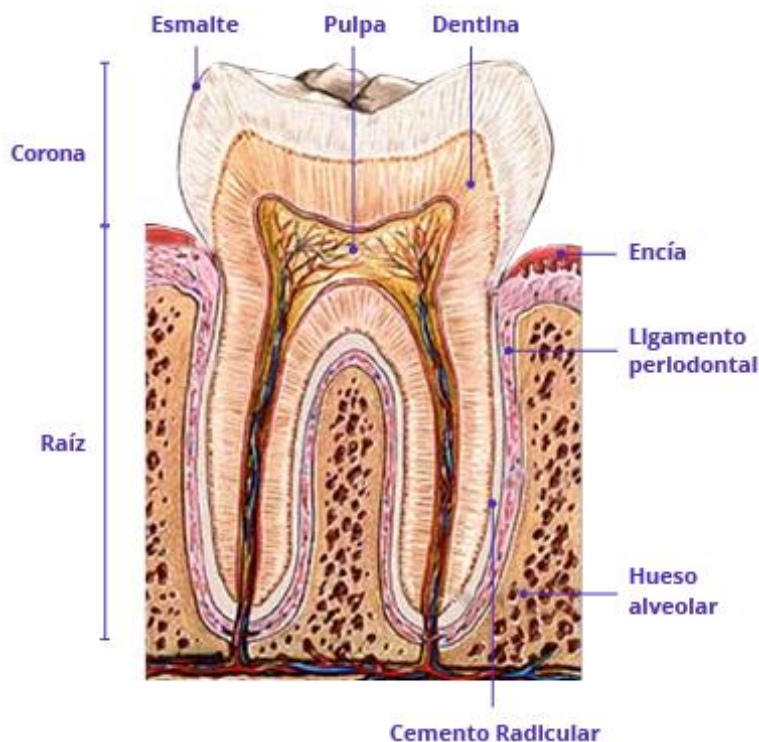


Fig. 2 Detalle partes de un molar²

Las causas exactas de la anquilosis dental no siempre son claras, algunas de las más importantes pueden ser las siguientes:

- **Factores genéticos:** Es posible que exista una predisposición genética a la anquilosis y que esta se manifieste en individuos sin otras causas aparentes.

² Imagen extraída de <https://www.topdoctors.es/files/Image/large/55e4243f-5774-450b-a770-12740a81047f.jpg>

- **Trauma dental:** Las lesiones traumáticas pueden llegar a dañar los ligamentos periodontales, llevando a la anquilosis.
- **Inflamación:** Infecciones o inflamación en las áreas circundantes pueden contribuir a la fusión del diente con el hueso.
- **Trastornos sistémicos:** Algunas condiciones médicas pueden afectar la salud dental y contribuir a la anquilosis.

En cuanto a los efectos y la problemática que puede producir la anquilosis dental hay varios como pueden ser los siguientes:

- **Problemas de erupción:** En niños, la anquilosis puede interferir con la erupción normal de los dientes permanentes.
- **Problemas estéticos:** Puede causar discrepancias en la altura de los dientes y afectar la estética de la sonrisa.
- **Problemas de masticación:** La falta de movimiento normal del diente puede afectar la función masticatoria.
- **Desplazamiento de los dientes adyacentes:** La falta de movimiento de un diente anquilosado puede llevar al desplazamiento de los dientes circundantes.

Todo esto es debido a que una vez que es destruido el ligamento periodontal es muy difícil que este se vuelva a regenerar. El tratamiento de la anquilosis dental puede implicar la extracción del diente afectado y, en algunos casos, la consideración de opciones de tratamiento como implantes dentales o prótesis. La intervención temprana es crucial para minimizar los efectos adversos a largo plazo.

5 Implantes dentales

Los implantes dentales son un recurso muy habitual en la vida cotidiana de los profesionales odontológicos. Mediante un implante dental se pueden reponer dientes perdidos, es un tratamiento invasivo en el que hay que realizar cirugía y permite recuperar la funcionalidad y la estética de un diente perdido



Fig. 3 Detalle implante dental.³

³ Imagen extraída de <https://drjuliogutierrez.com/principal/wp-content/uploads/2020/09/154-1024x683.jpg>

En el caso más simple, un implante dental es una raíz de diente artificial, similar a un tornillo, que se implanta quirúrgicamente en la mandíbula o maxila, en el lugar del diente natural que se ha perdido.

Un implante dental está compuesto principalmente de tres partes:

- Corona dental
- Pilar
- Implante (Cuerpo del implante)



Fig. 4 Detalle partes de un implante dental

La corona es la parte que reproduce la parte visible de un diente natural (Figura 5). Esta pieza está formada por una capa interior que puede ser de fibra o de metal, y la parte exterior que reproduce la forma del diente natural, que puede ser de metal, de metal-cerámico o metal-composite. Para la capa interior, se utiliza metal o fibra de carbono (en función del material que se utilice para la capa exterior de la corona) con una geometría diferente en cada caso.

Corona3Corona

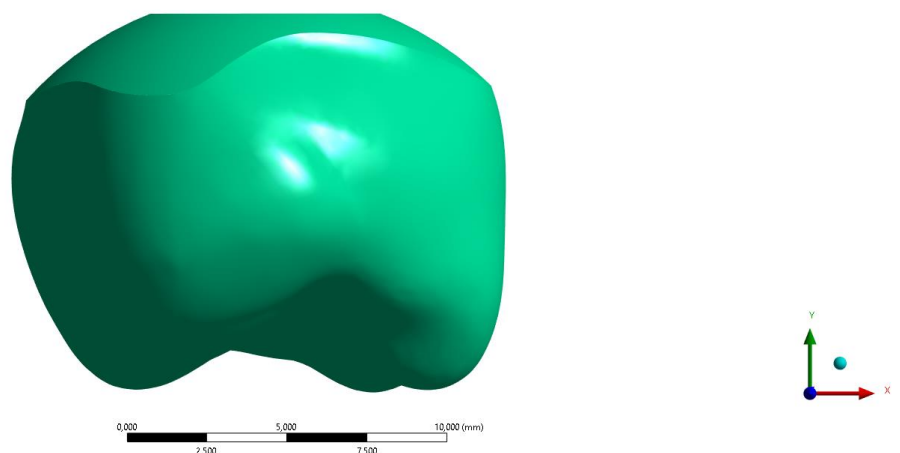


Fig. 5 Detalle corona.

El pilar es la pieza que hace de unión entre la corona y el implante (Figura 6 y 7). Se pueden encontrar pilares de diferentes diseños y longitudes en función de su uso. Si el implante dental sustituye a un único diente, se debe disponer de un sistema antirrotación para impedir el movimiento del pilar y la corona sobre el implante. En nuestro caso particular el pilar está compuesto por el acople y el tornillo que sujeta el acople al cuerpo del implante sustentando la corona.

Implante\Tornillo

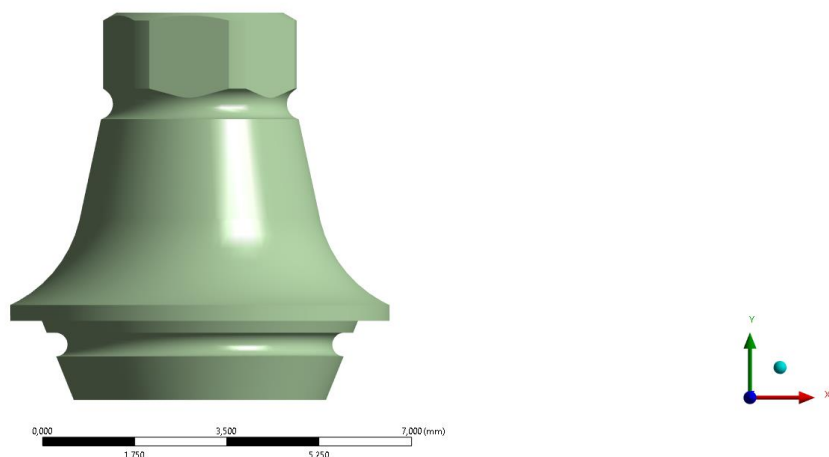


Fig. 6 Detalle acople.

Implante\Acople

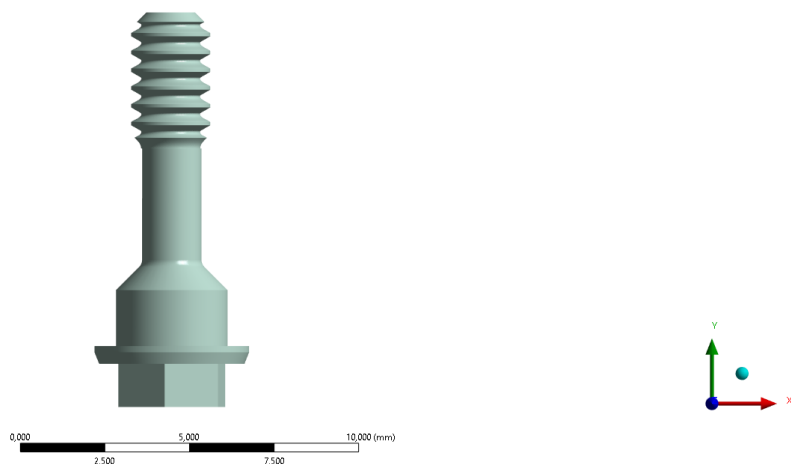


Fig. 7 Detalle tornillo.

Por último, el implante es la pieza que se inserta en el hueso de la mandíbula y consiste en un tornillo que hará la función de raíz (Figura 8). Estos tornillos pueden estar hechos de distintos materiales, siendo el más común el titanio, aunque a veces también pueden usarse implantes de circonio. A los cuales se les aplica un tratamiento superficial para favorecer la bio-compatibilidad y la integración ósea. En los modelos a esta parte le hemos denominado rosca y el material utilizado para su geometría, al igual que con el acople y el tornillo a sido aleación de titanio.

ImplanteRosca

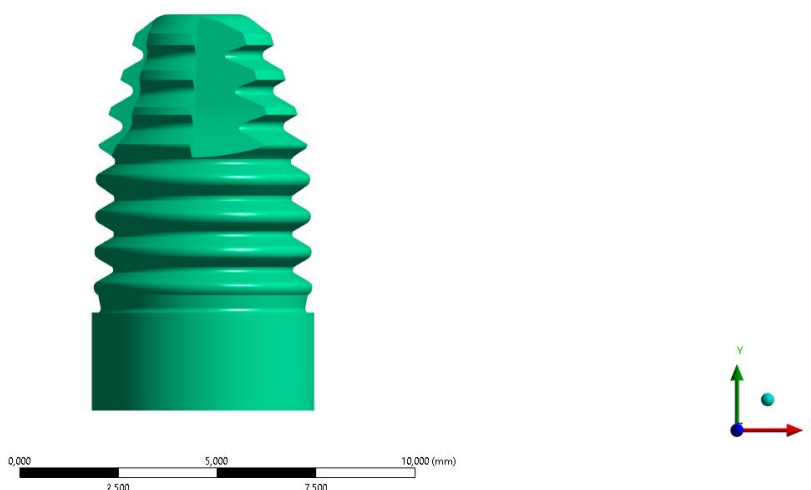


Fig. 8 Detalle rosca del implante

El implante dental tiene dos objetivos principales, el primero de ellos es el de restaurar la funcionalidad de la cavidad oral, ya que cuando se pierden dientes debido a lesiones o enfermedad, se pueden experimentar complicaciones como reabsorción del hueso, alteraciones del habla, deficiencias nutricionales, o cambios en los patrones de masticación, que resultan en malestar físico y psicológico en el paciente. El otro principal objetivo de los implantes dentales es una cuestión estética, el implante dental permite recuperar la estética bucodental de esa persona.

Los implantes dentales pueden mejorar significativamente la calidad de vida y la salud de una persona, ya que tienen los siguientes efectos positivos:

- Restauran la capacidad de masticar.
- Restauran la apariencia cosmética.
- Ayudan a evitar que la mandíbula se contraiga debido a la pérdida ósea.
- Conservan la salud de los huesos y las encías circundantes.
- Ayudan a mantener estables los dientes cercanos.

6 Desarrollo del modelo

Para el desarrollo del modelo de diente se parte del maxilar de un paciente hombre de 59 años, que fue proporcionado por el Servicio de Donación de Órganos y Salas de Disección (SDCSD) de la Universidad de Barcelona (España). El estudio fue aprobado por la Comisión de Bioética de la Universidad de Barcelona y conforme al Real Decreto 1723/2012. El donante declaró su consentimiento para utilizar su cuerpo con fines científicos y docentes en vida. Se realizó una exploración μ CT (Quantum FX microCT, PerkinElmer, Waltham, MA, EE. UU.) a 90 kV y 160 mA a través de FOV 60 mm con un tiempo de exposición de 4,5 min (tamaño de vóxel de $118 \times 118 \times 118 \mu\text{m}$). Las imágenes adquiridas se reconstruyeron en cortes transversales con el software PerkinElmer (PerkinElmer) usando el algoritmo Feldkamp. Una segmentación de volumen completa del primer molar superior derecho y sus tejidos de soporte (ligamento periodontal y hueso alveolar) se llevó a cabo utilizando el software Seg3D (v. 2.4.3, Center for Integrative Biomedical Computing, Salt Lake City, UT, EE. UU.).

Los principales requisitos de diseño vienen dados por la propia tipología del trabajo y su objetivo y se resumen en los siguientes puntos:

6.1 Geometrías

Son los requisitos que aplican a la geometría de los modelos utilizados. Para el modelo del diente se ha optado por un primer molar superior o maxilar.

Partiendo del escaneo de un molar y el hueso en el que se encuentra encastrado se realiza un filtrado y acondicionamiento de los datos derivados del escaneo con la ayuda del programa informático Geomagic Wrap, para poder exportar la geometría en un archivo reconocible por nuestro programa de análisis de elementos finitos, en este caso ANSYS 2019 R3.

La geometría de los cinco modelos es idéntica a fin de realizar una comparativa lo más veraz posible.

Para la realización de la comparativa del comportamiento biomecánico entre el diente sano, el diente con anquilosis y los tres implantes se parte de la geometría suministrada del escaneo de un diente molar y el hueso maxilar en el que se encuentra.

A partir de estas geometrías se crean una serie de modelos, que serán estudiados mediante software de elementos finitos ANSYS 2019 R3, para realizar una comparativa de los resultados obtenidos entre los diferentes modelos, al aplicar las diferentes hipótesis de carga y condiciones de contorno.

En nuestro caso, como ya hemos indicado anteriormente, se realiza una primera fase de preprocesamiento de los datos, en la que se utilizó el programa Geomagic Wrap.

Partimos del escaneo de un diente y el hueso maxilar en el que se encuentra encastrada. Primeramente, lo que se hizo fue filtrar y procesar los diferentes escaneos de la geometría de manera que pudiera ser introducida de forma correcta y con garantías en el módulo de preprocesado de geometrías del programa de análisis por elementos finitos (ANSYS 2019 R3).

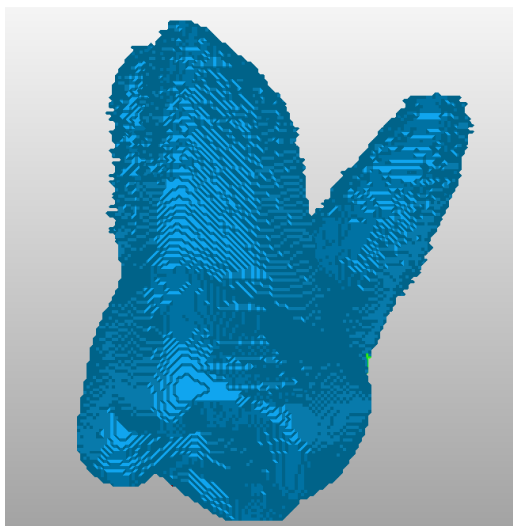


Fig. 9 Detalle geometría diente sin preprocesar

En la Figura9 se puede observar el detalle del escaneo del diente, en ella se ve claramente la poca resolución que tiene el diente, la cual ha de ser preprocesada para poder introducir esta geometría en el programa FEA. En este caso se utilizan las diferentes herramientas de que dispone el programa de procesado de escaneos Geomagic Wrap, dando lugar a la geometría que se aprecia en la Figura10.

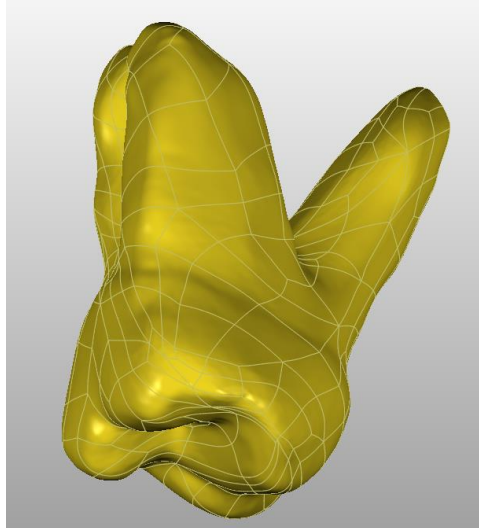


Fig. 10 Detalle geometría diente preprocesada

En la Figura 10 vemos como queda el diente una vez preprocesado el escaneo con las herramientas que proporciona el programa Geomagic Wrap. Se puede apreciar como los contornos han sido redondeados se han cerrado los huecos y demás posibles incidencias que presentaba el escaneo del diente.

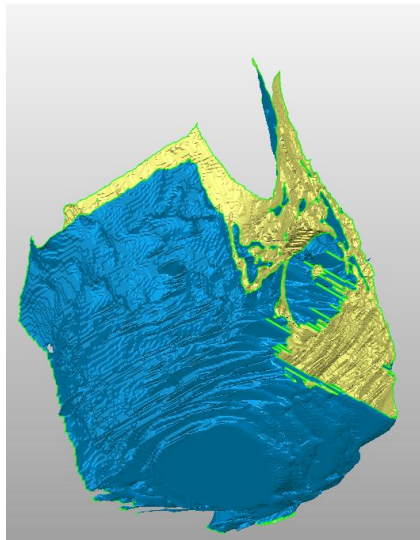


Fig. 11 Detalle geometría hueso maxilar sin preprocesar

Al igual que ocurre con el diente, el escaneo del hueso maxilar también debe ser preprocesado con la ayuda del programa de diseño Geomagic Wrap, para poder introducir la geometría en el programa de análisis por elementos finitos con garantías.

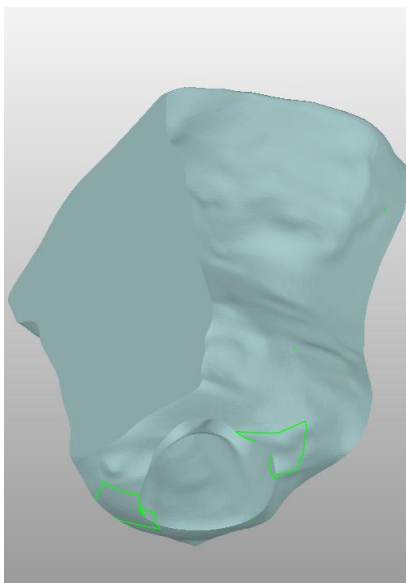


Fig. 12 Detalle geometría hueso preprocesada

En una segunda etapa de preprocesamiento se crean las distintas geometrías pertenecientes al ligamento periodontal y a los distintos tipos de implantes y coronas a analizar. Para la creación de estas geometrías y el ensamblaje de todas las partes que compondrán los distintos modelos de estudio, se utiliza el propio programa de elementos finitos ANSYS 2019 R3 y su módulo para modelado de geometrías SpaceClaim (SCDM 2019 R3).

Mediante las distintas herramientas de que se dispone en el módulo de modelado de geometrías SpaceClaim de ANSYS 2019 R3, se crean los sólidos y se utilizan las diferentes operaciones booleanas de que dispone la herramienta, para dar forma a las geometrías que compondrán los modelos con la corona, implantes y el ligamento periodontal.

Para la creación de las coronas dentales básicamente lo que se hace es una operación booleana de resta, en la que se elimina la raíz del diente, que será sustituida por el implante dental.

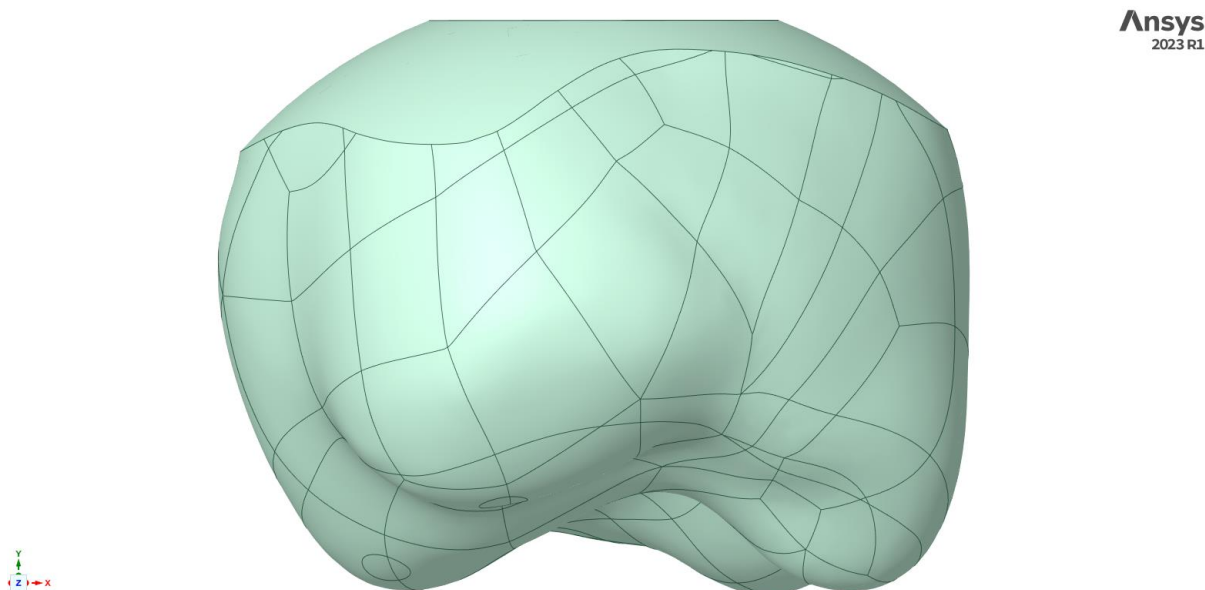


Fig. 13 Detalle geometría corona

Para la creación de la geometría del PDL lo que se hace es una escala al diente, aumentando su espesor en alrededor de 2 mm, que es el espesor que queremos dar al ligamento periodontal, de tal forma que al realizar diferentes operaciones booleanas nos quedamos con un contorno que forma el PDL.

Ansys
2023 R1

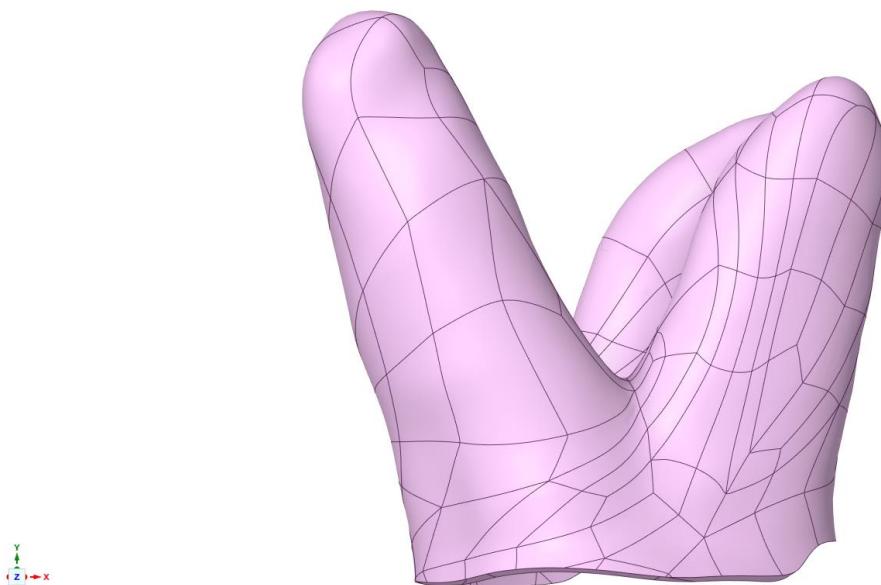


Fig. 14 Detalle geometría PDL

Por último, para la creación de las geometrías que componen los diferentes implantes se parte del catálogo del anexo 13.3.1, en el que se detallan las diferentes partes de los implantes y las piezas que los componen. Se ha intentado ser lo más fiel posible a las dimensiones y formas de las piezas del catálogo, intentando aunar también ciertas simplificaciones a la hora de realizar las geometrías para que el análisis de los datos por parte del programa de análisis por elementos finitos sea lo más eficiente posible y reducir los tiempos de análisis.

Ansys
2023 R1

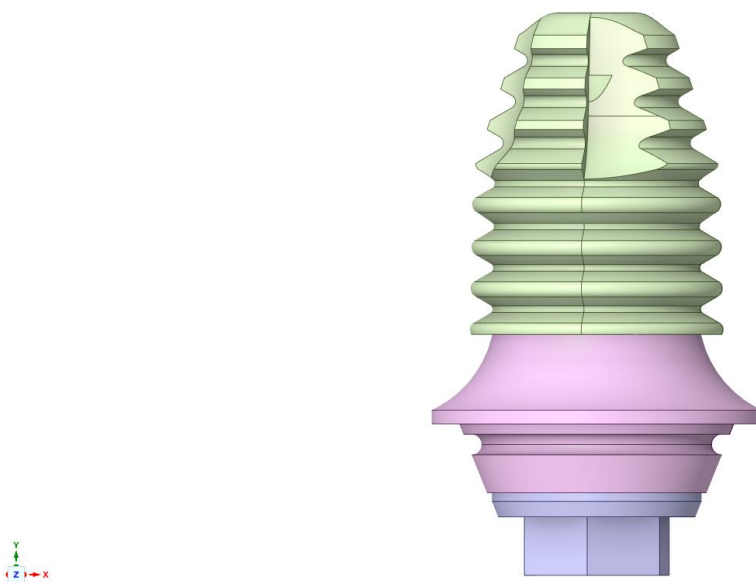


Fig. 15 Detalle geometría implante 7 mm



Fig. 16 Detalle geometría implante 10 mm



Fig. 17 Detalle geometría implante 22 mm

En un primer modelo se recrea un diente molar sano (con ligamento periodontal entre el diente y el hueso alveolar), en un segundo modelo se recrea el mismo molar afectado por anquilosis (en el cual se elimina el ligamento periodontal y se sustituye por hueso alveolar), los tres siguientes modelos representan una corona idéntica al diente de los anteriores modelos asociada a tres implantes, con distintas longitudes uno de 7 mm otro de 10 mm y por último un tercero de 22 mm de longitud, los cuales se encuentran encastrados en el mismo modelo de hueso que las dos piezas dentales de los modelos anteriores.

6.2 Materiales

Para que los resultados de los análisis realizados mediante el programa de elementos finitos sean lo más cercanos posibles a la realidad, necesitamos incluir las propiedades de los diferentes materiales que componen los modelos de tal forma que se asemejen lo máximo posible a las propiedades de estos.

Se introducen los diferentes tipos de materiales para el modelo dependiendo de cada una de las partes que los componen, todos ellos a excepción del material para el PDL no lineal se introducen como lineales e isotrópicos.

A la hora de introducir el tipo de material en nuestro programa de análisis por elementos finitos, para los materiales lineales e isotrópicos lo que necesitamos introducir son el módulo de Young y el ratio de Poisson, a partir de estas dos variables el programa determina el resto de las propiedades que necesitamos para el análisis.

Diente:⁴

- Módulo de Young: 20 GPa.
- Poisson: 0,3



Structural	
▼ Isotropic Elasticity	
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio
Young's Modulus	20000 MPa
Poisson's Ratio	0,30000
Bulk Modulus	16667 MPa
Shear Modulus	7692,3 MPa

Fig. 18 Propiedades del material para dientes y coronas

Hueso:⁴

- Módulo de Young: 4,6 GPa.
- Poisson: 0,3



Structural	
▼ Isotropic Elasticity	
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio
Young's Modulus	4600,0 MPa
Poisson's Ratio	0,30000
Bulk Modulus	3833,3 MPa
Shear Modulus	1769,2 MPa

Fig. 19 Propiedades del material para huesos

⁴ Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament.

Autores: Lihe Qian, Mitsugu Todo, Yasuyuki Morita, Yasuyuki Matsushita, Kiyoshi Koyano
Referencia [7]

Pulpa⁵:

- Módulo de Young: 3 MPa.
- Poisson: 0,47



Pulpa



Structural

▼ Isotropic Elasticity

Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio
Young's Modulus	3,0000 MPa
Poisson's Ratio	0,47000
Bulk Modulus	16,667 MPa
Shear Modulus	1,0204 MPa

Fig. 20 Propiedades del material para la pulpa

PDL⁵:

- Módulo de Young: 0,8 GPa.
- Poisson: 0,45



PDL



Structural

▼ Isotropic Elasticity

Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio
Young's Modulus	800,00 MPa
Poisson's Ratio	0,45000
Bulk Modulus	2666,7 MPa
Shear Modulus	275,86 MPa

Fig. 21 Propiedades del material para el ligamento periodontal

⁵ Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament.

Autores: Lihe Qian, Mitsugu Todo, Yasuyuki Morita, Yasuyuki Matsushita, Kiyoshi Koyano

Referencia [7]

PDL (no lineal)⁶:

Decimos que un material es no lineal, cuando la deformación que experimenta no es proporcional a la tensión aplicada, es decir, el material no se ajusta a la ley de Hooke. Esta situación se da en materiales plásticos o hiperelásticos donde la relación entre tensión y deformación no sigue una proporción lineal.

Los materiales hiperelásticos presentan una elasticidad extrema, pudiendo volver a su forma original tras sufrir grandes deformaciones, se trata de materiales elásticos ideales en los que la relación tensión-deformación no es lineal dado que deriva de una función de energía de deformación en lugar de la ley de Hooke. Las formulaciones típicas de materiales hiperelásticos son, entre otras, ecuaciones de Mooney-Rivlin y Ogden, que describen la estructura subyacente del material en el modelo neo-hookeano.

Para la determinación de las propiedades que tendrá nuestro PDL en un análisis no lineal se sigue lo estipulado en la referencia [6] del punto 9.5 del presente TFM. Se asume un material hiperelástico no lineal para el ligamento periodontal utilizando una ecuación constitutiva de Mooney-Rivlin de nueve parámetros:

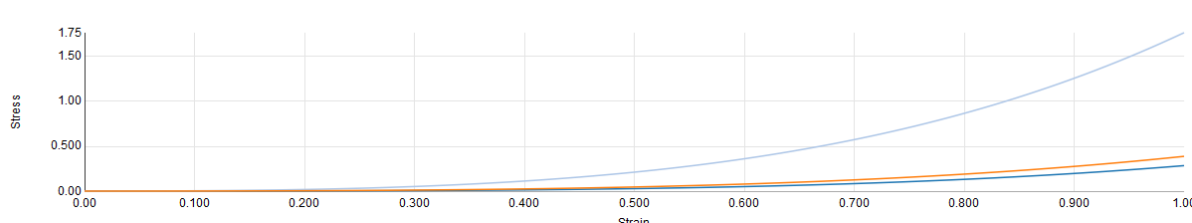
$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{20}(I_2 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3$$

donde W es la desviación acumulada de la función de energía de deformación de tercer orden, I_1 , I_2 e I_3 son las invariantes de deformación, y C_{10} , C_{01} , C_{11} , C_{20} y C_{30} son los parámetros del material descritos en la Tabla 1, necesarios para determinar las propiedades hiperelásticas del ligamento periodontal mediante la ecuación constitutiva de Mooney-Rivlin.

C_{10}	C_{01}	C_{20}	C_{11}	C_{02}	C_{30}	C_{21}	C_{12}	C_{03}
-0.0048	0.00505	0.008	0.0012	0	0.004	0	0	0

Tabla 1 Constantes para ecuación constitutiva de Mooney-Rivlin en MPa.

PDL - Elastomer Sample (Mooney-Rivlin): Mooney-Rivlin



⁶One step further in biomechanical models in palaeontology: a nonlinear finite element analysis review. Jordi Marcé - Nogué

Properties of Outline Row 6: PDL - Elastomer Sample (Mooney-Rivlin)			
	A	B	C
1	Property	Value	Unit
2	Uniaxial Test Data	Tabular	
3	Scale	1	
4	Offset	0	Pa
5	Mooney-Rivlin 9 Parameter		
6	Material Constant C10	-0,0048	MPa
7	Material Constant C01	0,00505	MPa
8	Material Constant C20	0,008	MPa
9	Material Constant C11	0,0012	MPa
10	Material Constant C02	0	MPa
11	Material Constant C30	0,004	MPa
12	Material Constant C21	0	MPa
13	Material Constant C12	0	MPa
14	Material Constant C03	0	MPa
15	Incompressibility Parameter D1	1E+20	MPa ⁻¹

Fig. 22 Propiedades del material para el ligamento periodontal

Finalmente se descarta la utilización de este material en los modelos creados debido a que la poca entidad de las cargas aplicadas resulta en que el efecto de la no linealidad no sea relevante, por tanto, asumir el material del PDL como un material lineal es una buena simplificación que nos ayuda en la convergencia de los modelos creados. Dejando esta consideración para posibles futuros proyectos.

Implantes:

Para el material de los implantes se ha seleccionado la aleación de titanio que se encuentra por defecto en las librerías de materiales del programa de análisis por elementos finitos ANSYS. Las aleaciones de titanio están ampliamente relacionadas con implantes dentales, a las cuales se aplica un tratamiento superficial para mejorar la bio-compatibilidad y la integración ósea.

Titanium Alloy	
Density	4,62e-06 kg/mm ³
Structural	
▼ Isotropic Elasticity	
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio
Young's Modulus	96000 MPa
Poisson's Ratio	0,36000
Bulk Modulus	1,1429e+05 MPa
Shear Modulus	35294 MPa
Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion	9,4e-06 1/°C
Compressive Ultimate Strength	0 MPa
Compressive Yield Strength	930,00 MPa
Tensile Ultimate Strength	1070,0 MPa
Tensile Yield Strength	930,00 MPa

Fig. 23 Propiedades del material para las diferentes geometrías del implante

6.3 Condiciones de contorno

Definición de puntos de aplicación de fuerzas:

Se ha tomado una fuerza de 300 N dividida en 3 puntos de aplicación de 100 N cada uno como se muestra en la Figura 24. El diámetro de los puntos de aplicación es de 1 mm.

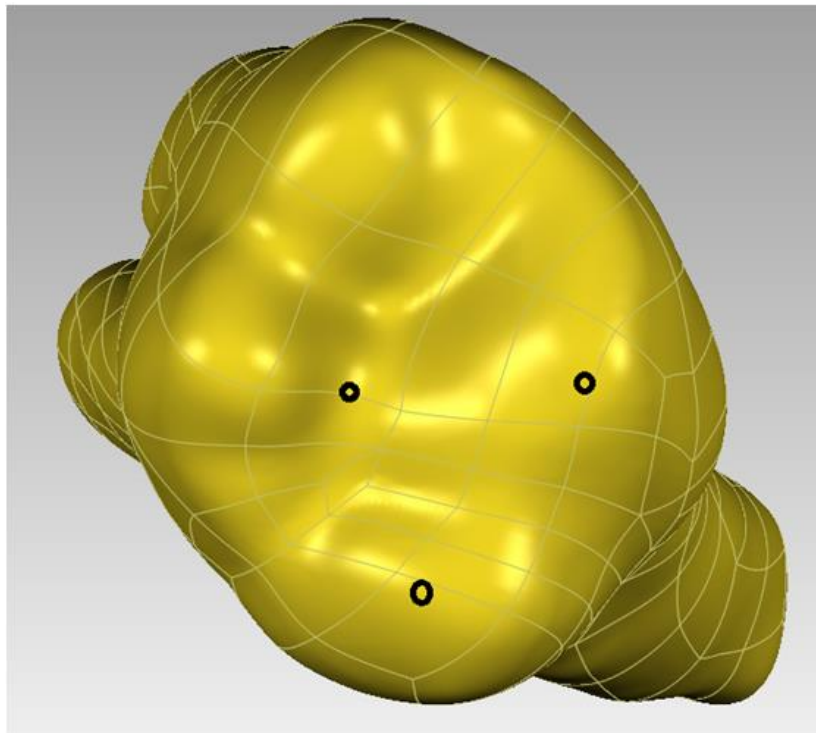


Fig. 24 Detalle puntos de aplicación de cargas.

Para la cuantificación de las fuerzas a aplicar en el diente de los diferentes modelos se ha tenido en cuenta lo descrito en la referencia [1] del punto 9.5, Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber.⁷

En el estudio de la referencia [1] del punto 9.5, se muestra la fuerza de masticación de los humanos y los puntos relacionados con el área de contacto en el que se ejercen las fuerzas de masticación.

Dado que el objeto del presente TFM es realizar una comparativa de los resultados obtenidos de los diferentes modelos analizados, se introduce la misma distribución de los puntos de aplicación de fuerzas en todos los modelos, los modelos de diente, con y sin PDL y los modelos de coronas para los diferentes tamaños de implantes.

Contactos entre superficies

Con el tiempo, el hueso crece alrededor del implante (proceso conocido como osteointegración del implante), lo que ayuda a mantenerlo en su lugar. A efectos de cálculo por elementos finitos esto hace que al igual que ocurre en los casos en los que se dispone de un modelo de diente con raíz, el implante pueda considerarse empotrado en el hueso maxilar.

⁷ Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber.

Autores: Kaoru Kohyama, Eiko Hatakeyama, Tomoko Sasaki, Haruka Dan, Teruaki Azuma, Keishiro Karita.
www.sciencedirect.com

Todos los contactos entre las distintas piezas que componen los modelos se consideran según el programa de análisis por elementos finitos como tipo bonded (Unido).

Definition	
Type	Bonded
Scope Mode	Bonded
Behavior	No Separation
Trim Contact	Rough
Trim Tolerance	Frictional
Suppressed	NO

Fig. 25 Tipo de contacto entre las distintas superficies que componen los modelos.

Bonded (Unido): esta es la configuración predeterminada por el programa y se aplica a todas las regiones de contacto (superficies, sólidos, líneas, caras, bordes). Si las regiones de contacto están unidas, no se permite el deslizamiento ni la separación entre caras o bordes. Es como si las regiones en si se encontrasen pegadas. Este tipo de contacto permite una solución lineal ya que la longitud/área de contacto no cambiará durante la aplicación de la carga.

Elegir el tipo de contacto apropiado depende del tipo de problema que se esté tratando de resolver. Si es importante modelar la capacidad de los cuerpos para separarse o abrirse ligeramente y/o es importante obtener las tensiones muy cerca de una interfaz de contacto, considere usar uno de los tipos de contacto no lineal (sin fricción, áspero, friccional), que puede modelar espacios y modelar con mayor precisión el área real de contacto. Sin embargo, el uso de estos tipos de contacto generalmente da como resultado tiempos de solución más largos y puede tener posibles problemas de convergencia debido a la no linealidad del contacto.

Soportes

Se toma una franja de la mandíbula en la que se encuentra encastado nuestro diente o implante según el modelo, esta franja del hueso maxilar estudiado se considera como empotrada en los extremos simulando la sujeción de la mandíbula.

A: Dienteply2 + Hueso + PDL
Fixed Support
Time: 1, 3

■ Fixed Support

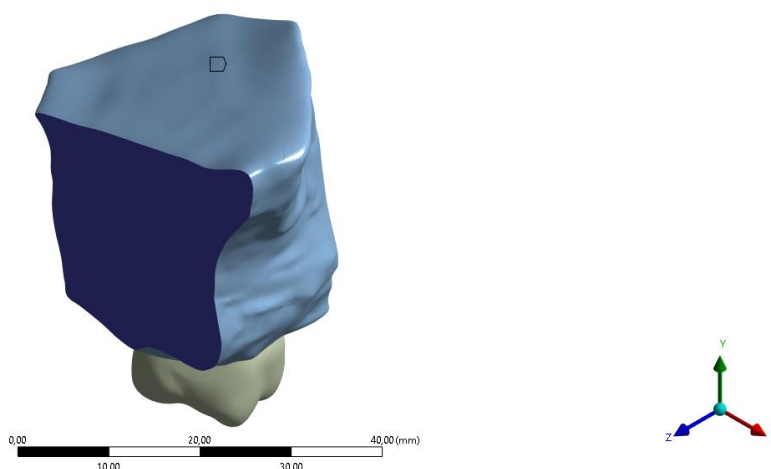


Fig. 26 Detalle soportes en extremos del hueso maxilar.

D: Coronaply2 + Hueso + Implante 10 mm
Fixed Support
Time: 1, s
■ Fixed Support

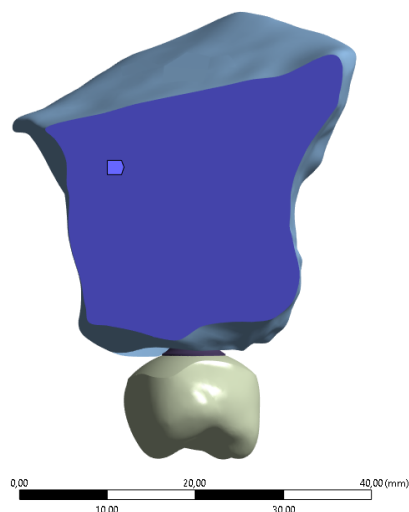


Fig. 27 Detalle soporte vista lateral

D: Coronaply2 + Hueso + Implante 10 mm
Fixed Support
Time: 1, s
■ Fixed Support

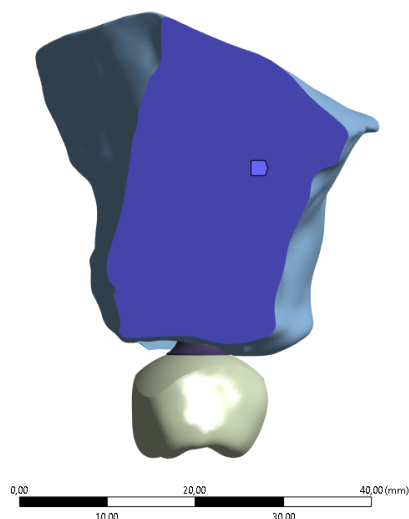


Fig. 28 Detalle soporte vista lateral

6.4 Mallado

En cuanto a los requisitos del programa de análisis por elementos finitos como uno de los puntos más importantes se tiene la configuración del mallado.

Una vez importada la geometría en un formato reconocible por nuestro programa de análisis, se debe proceder al mallado de ésta, es decir, a la división de la misma en los distintos elementos finitos que se utilizan para el análisis. El mallado es el proceso por el cual las diferentes geometrías se dividen en elementos más pequeños para su posterior análisis por elementos finitos. ANSYS es una herramienta muy potente en lo que al mallado se refiere, una ventaja a tener en cuenta, ya que, al ser una geometría compleja, el mallado tiene una gran importancia a la hora de obtener los resultados.

Un factor relevante cuando se malla una pieza es el tipo de elemento escogido. Existe una gran variedad de tipos de elemento con distintas formas.

Por defecto, el tipo de elemento que utiliza el programa ANSYS Workbench en los casos tridimensionales es el elemento SOLID187, debido a la facilidad que presenta a la hora de mallar geometrías complejas en tres dimensiones. Este tipo de elemento se caracteriza por las

propiedades de plasticidad, hiperelasticidad, creep, rigidez, desviación y gran capacidad de deformación. También tiene la capacidad de formulación mixta para simulaciones de deformaciones de materiales elastoplásticos casi incompresibles y materiales hiperelásticos totalmente incompresibles. El elemento SOLID187 está definido por 10 nodos y cada uno de ellos tiene 3 grados de libertad: translaciones en las direcciones nodales x, y, z.

La ficha del elemento SOLID187, para más información, se encuentra adjuntada en los anexos del TFM Anexo 11.1.

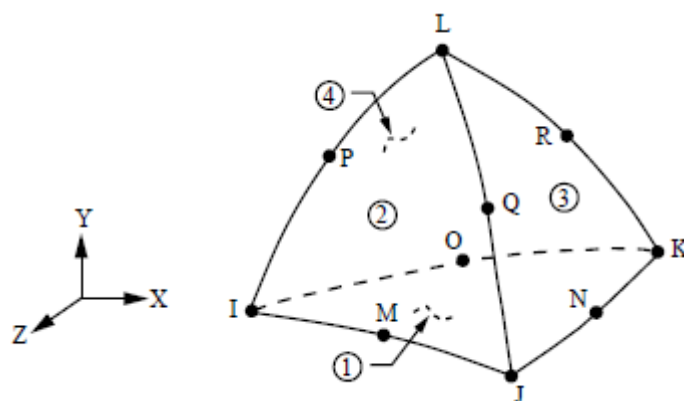


Fig. 29 Detalle geometría elemento tipo SOLID187

El siguiente paso a seguir para completar el mallado de la pieza es definir la malla. Una buena opción a la hora de mallar es utilizar una malla variable, es decir, utilizar elementos de distinto tamaño según la zona que se esté mallando. En las zonas más críticas, por ejemplo, se utilizarían elementos de menor tamaño para obtener unos resultados más precisos, mientras que en otras zonas de menor relevancia a la hora de realizar el análisis se podrían utilizar elementos de mayor tamaño para así reducir el número de estos.

Teóricamente y si no tenemos ninguna singularidad en nuestros modelos, cuanto mayor sea el número de elementos de nuestra malla, los resultados obtenidos serán más precisos y cercanos a la realidad, por lo que se podría decir que un número elevado de elementos proporciona unos resultados cercanos a la realidad. Por otra parte, cuanto mayor es el número de elementos de nuestra malla mayor será el tiempo de cálculo y computación, por lo que, lo que se pretende es buscar un punto de equilibrio en el que los resultados sean lo suficientemente fiables como para que un aumento en el número de elementos no aporte desviaciones a tener en cuenta.

Una singularidad es cuando en una determinada área por cuestiones como pueden ser geométricas, cambios bruscos de dirección en la geometría, por ejemplo el caso de una arista a 90° , cuestiones meramente físicas, como la aplicación de fuerzas de forma puntual, etc, ciertas cuestiones que hacen que cuanto más fino sea el mallado, es decir, mayor número de elementos dispongamos en esta área, mayores serán los resultados obtenidos. Lo único que conseguiremos haciendo un mallado más fino es hacer crecer las tensiones y no llegar a la convergencia, estos puntos son fácilmente identificables y podemos obviarlos a la hora de sacar nuestras conclusiones, sabiendo que se trata de resultados ficticios que no se corresponden con la realidad. En el caso de aplicación de fuerzas, cuanto menor sea el área en el que apliquemos la fuerza, mayores serán las tensiones, por lo que cuanto mayor número de elementos tengamos en una misma área, más altas serán las tensiones.

Para nuestros modelos se ha optado por un mallado de elementos tetraedros del tipo SOLID187, de tamaño 1 mm, a fin de hacer un mallado lo más uniforme posible para todos los modelos, obteniendo resultados fácilmente comparables entre todos los modelos que al final es el objeto del presente TFM.

En el apartado 11.2 se realiza un análisis de convergencia de la malla, para comprobar la consistencia de la misma en la elaboración de los análisis.

A continuación, se hace una descripción de cada uno de los mallados de los diferentes modelos analizados:

Modelo diente sano

En este modelo se aplica un tamaño de elemento de mallado de 1 mm a todas las geometrías que componen el modelo.

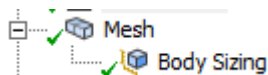


Fig. 30 Mallados aplicados

Details of "Body Sizing" - Sizing	
Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	4 Bodies
Definition	
Suppressed	No
Type	Element Size
<input type="checkbox"/> Element Size	1, mm
Advanced	
<input type="checkbox"/> Defeature Size	Default
Behavior	Soft

Fig. 31 Detalle de mallado en modelo diente sano

Statistics	
<input type="checkbox"/> Nodes	257060
<input type="checkbox"/> Elements	171723

Fig. 32 Número de elementos y nodos modelo diente sano

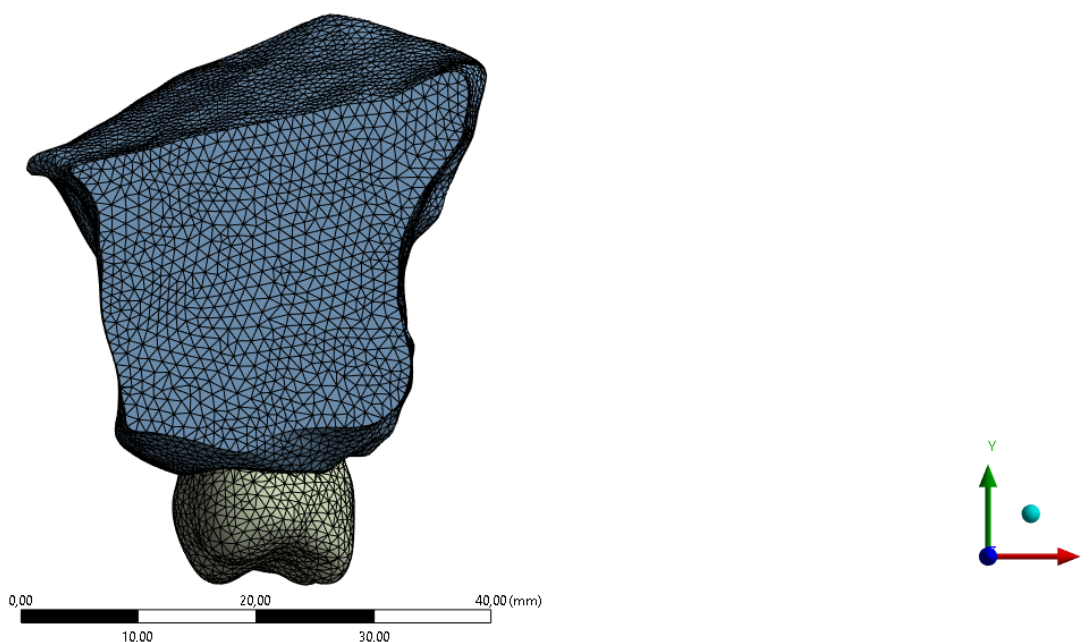


Fig. 33 Detalle mallado modelo diente sano

Modelo diente con anquilosis

En este modelo también se aplica un tamaño de elemento de mallado de 1 mm a todas las geometrías que componen el modelo, al igual que se hace con el modelo anterior, la única diferencia es que ahora tenemos una geometría menos, ya que este modelo carece de ligamento periodontal.

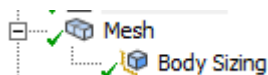


Fig. 34 Mallados aplicados

Details of "Body Sizing" - Sizing	
Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	3 Bodies
Definition	
Suppressed	No
Type	Element Size
<input type="checkbox"/> Element Size	1, mm
Advanced	
<input type="checkbox"/> Defeature Size	Default
Behavior	Soft

Fig. 35 Detalle de mallado en modelo diente con anquilosis

Statistics	
<input type="checkbox"/> Nodes	253082
<input type="checkbox"/> Elements	173277

Fig. 36 Número de elementos y nodos modelo diente con anquilosis

Como podemos observar en las figuras 32 y 36 el número de nodos y elementos se mantiene muy similar en ambos modelos, con una variación en torno al 1,5% en cuanto al número de elementos y al 1% en cuanto al número de nodos.

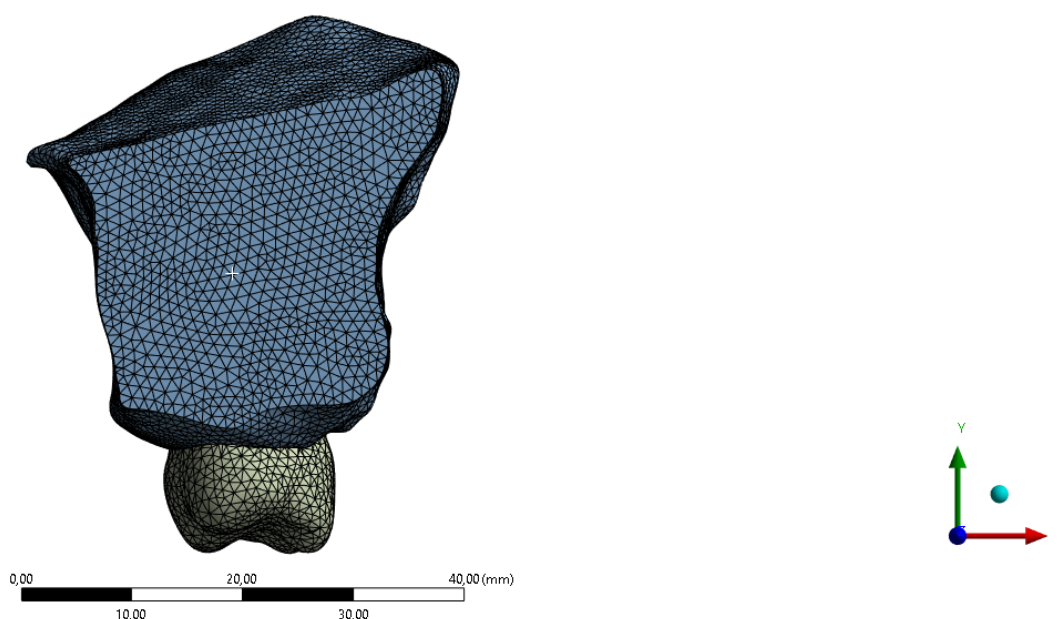


Fig. 37 Detalle mallado modelo diente afectado por anquilosis

Modelo implante de 7 mm

En este modelo, al igual que en los anteriores se aplica un tamaño de elemento de mallado de 1 mm. Debido a la propia geometría del implante, con la existencia de roscas y los pequeños tamaños en los que nos movemos en la geometría de las mismas, se necesita un mallado más fino en estas zonas para poder realizar un mejor análisis. Por lo que se aplica un mallado mediante esfera de influencia en la zona de la rosca del implante, este mallado consiste en una esfera de 5 mm de radio y un tamaño de mallado de 1 mm, situada en la zona de la rosca del implante, afectando tanto al implante como al hueso maxilar.

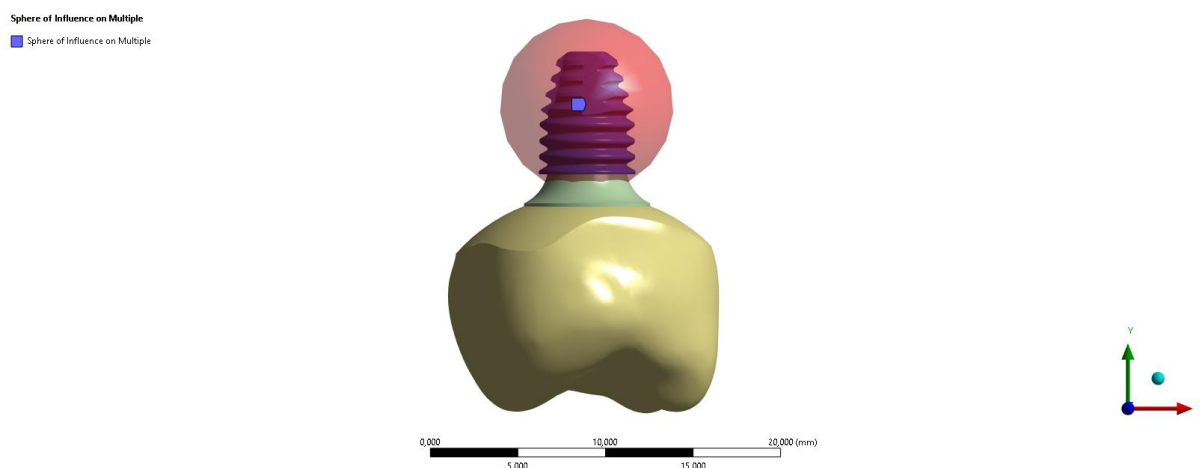


Fig. 38 Detalle esfera de influencia para mallado de rosca de implante y oquedad en hueso maxilar.

Para el resto de geometrías se aplica el mismo mallado que en los anteriores casos de 1,0 mm.

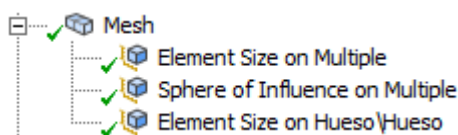


Fig. 39 Mallados aplicados

Details of "Element Size on Multiple"	
Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	3 Bodies
Definition	
Suppressed	No
Type	Element Size
<input type="checkbox"/> Element Size	1, mm
Advanced	
<input type="checkbox"/> Defeature Size	Default
Behavior	Soft

Fig. 40 Detalle de mallado en corona, acople y tornillo

Details of "Sphere of Influence on Multiple" ▾ ⚙ □ ×	
[-] Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	2 Bodies
[-] Definition	
Suppressed	No
Type	Sphere of Influence
Sphere Center	Origin
<input type="checkbox"/> Sphere Radius	5, mm
<input type="checkbox"/> Element Size	1, mm

Fig. 41 Detalle mallado en rosca de implante y hueso mediante esfera de influencia

Details of "Element Size on Hueso\Hueso" ▾ ⚙ □ ×	
[-] Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	1 Body
[-] Definition	
Suppressed	No
Type	Element Size
<input type="checkbox"/> Element Size	1, mm
[-] Advanced	
<input type="checkbox"/> Defeature Size	Default
Behavior	Soft

Fig. 42 Detalle mallado en hueso

[-] Statistics	
<input type="checkbox"/> Nodes	270070
<input type="checkbox"/> Elements	181922
Show Detailed Statistics	No

Fig. 43 Número de elementos y nodos modelo implante 7 mm

Como podemos observar en la anterior figura 40, tanto el número de elementos, como el de los nodos se mantiene muy similar a los modelos anteriores, con unas variaciones de tan solo el 5%.

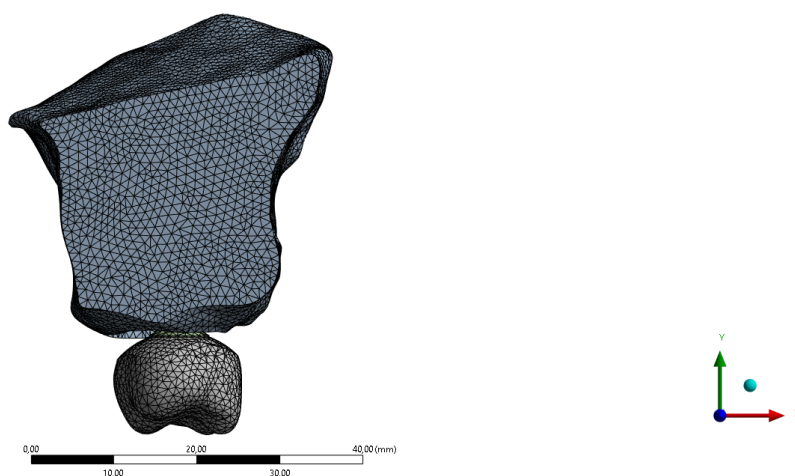


Fig. 44 Detalle mallado implante 7 mm

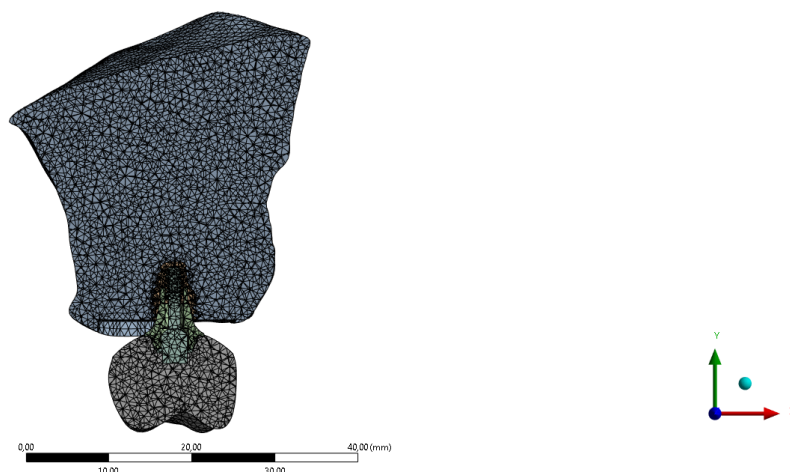


Fig. 45 Sección de mallado en modelo implante 7 mm

Modelo implante de 10 mm

En este modelo se ha optado por continuar con la misma filosofía de mallado que en los modelos anteriores, por lo tanto, al igual que en los anteriores se aplica un tamaño de elemento de mallado de 1 mm.

Por otra parte, al igual que ocurre en el modelo anterior y debido a la propia geometría del implante, con la existencia de roscas y los pequeños tamaños en los que nos movemos en la geometría de las mismas, se necesita un mallado más fino en estas zonas para poder realizar un mejor análisis. Por lo que se vuelve a aplicar un mallado mediante esfera de influencia en la zona de la rosca del implante, este mallado consiste en una esfera de 5 mm de radio y un tamaño de mallado de 1 mm, situada en la zona de la rosca del implante, afectando tanto al implante como al hueso maxilar.

Sphere of Influence on Multiple
Sphere of Influence on Multiple

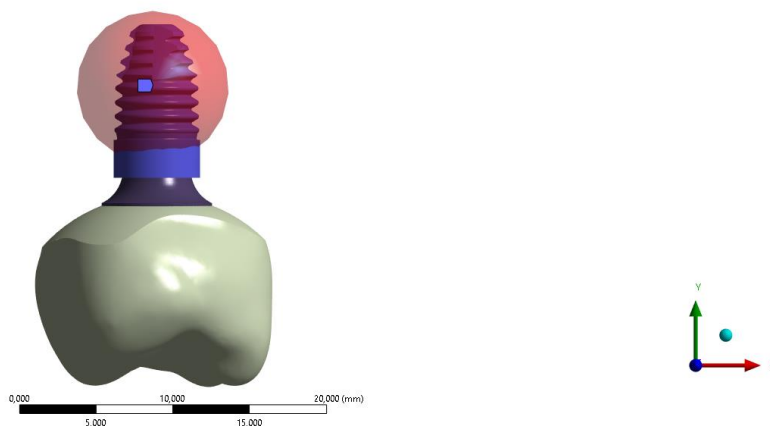


Fig. 46 Detalle esfera de influencia para mallado de rosca de implante y oquedad en hueso maxilar.

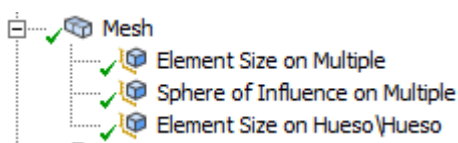


Fig. 47 Detalle mallados

Details of "Element Size on Multiple" ▾ ⚙ □ ×	
[-] Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	3 Bodies
[-] Definition	
Suppressed	No
Type	Element Size
<input type="checkbox"/> Element Size	1, mm
[-] Advanced	
<input type="checkbox"/> Defeature Size	Default
Behavior	Soft

Fig. 48 Detalle de mallado en corona, acople y tornillo

Details of "Sphere of Influence on Multiple" ▾ ⚙ □ ×	
[-] Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	2 Bodies
[-] Definition	
Suppressed	No
Type	Sphere of Influence
Sphere Center	Origin
<input type="checkbox"/> Sphere Radius	5, mm
<input type="checkbox"/> Element Size	1, mm

Fig. 49 Detalle mallado en rosca de implante y hueso mediante esfera de influencia

Details of "Element Size on Hueso\Hueso" ▾ ⚙ □ ×	
[-] Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	1 Body
[-] Definition	
Suppressed	No
Type	Element Size
<input type="checkbox"/> Element Size	1, mm
[-] Advanced	
<input type="checkbox"/> Defeature Size	Default
Behavior	Soft

Fig. 50 Detalle mallado en hueso

[-] Statistics	
<input type="checkbox"/> Nodes	270197
<input type="checkbox"/> Elements	183921
Show Detailed St...	No

Fig. 51 Número de elementos y nodos modelo implante 10 mm

Como podemos observar en la anterior figura 51, tanto el número de elementos, como el de los nodos se mantiene muy similar a los modelos anteriores, con unas variaciones de tan solo el 5%, con respecto a los modelos sin implante y prácticamente idénticas al anterior modelo de implante de 7 mm, con una variación inferior al 0,05% en el número de elementos.

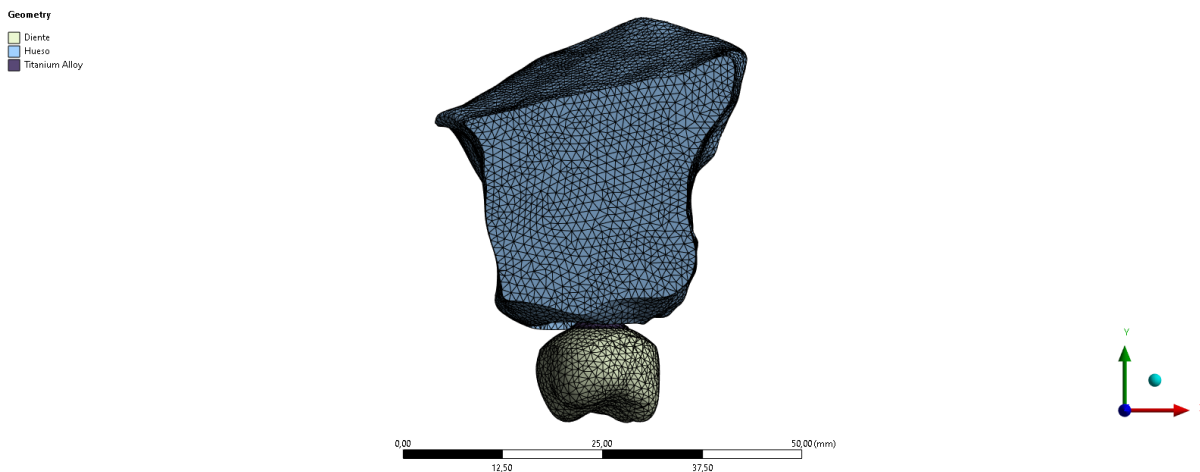


Fig. 52 Detalle mallado modelo implante 10 mm

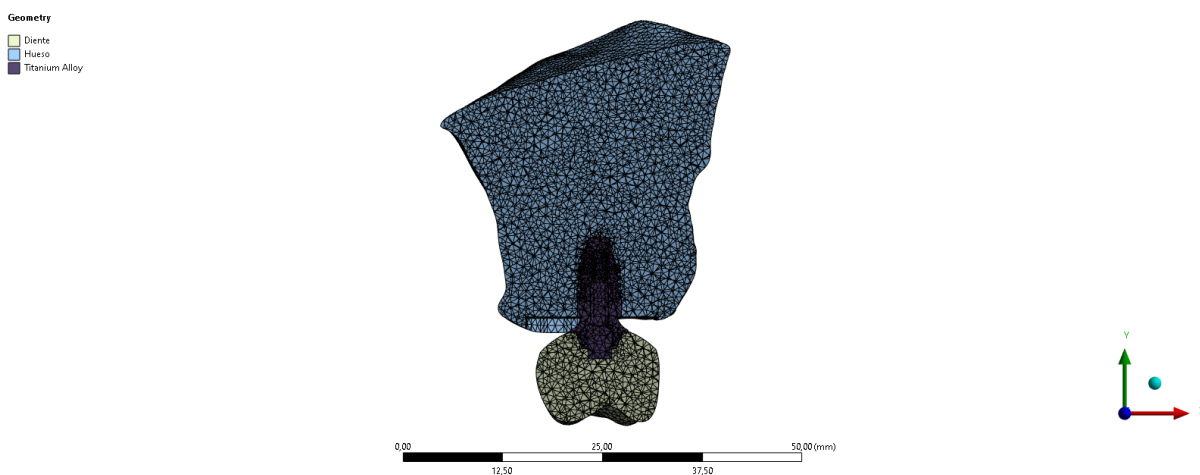


Fig. 53 Detalle sección del mallado del modelo con implante de 10 mm

En la figura 53 podemos observar como en la zona de las roscas el mallado es mucho más fino debido al método utilizado.

Modelo implante de 22 mm

En este modelo nuevamente se ha optado por continuar con la misma filosofía de mallado que en los modelos anteriores, para que la comparativa entre modelos sea lo más fiel posible, por lo tanto, al igual que en los anteriores se aplica un tamaño de elemento de mallado de 1 mm.

Por otra parte, al igual que ocurre en los modelos anteriores con implante no encontramos con la existencia de las roscas y los pequeños tamaños en los que nos movemos en la geometría de las mismas, lo que nuevamente hace que se necesita un mallado más fino en estas zonas para poder realizar un mejor análisis. Por consiguiente, se vuelve a aplicar un mallado mediante esfera de influencia en la zona de la rosca del implante, este mallado consiste en una esfera de 5 mm de radio y un tamaño de mallado de 1 mm, situada en la zona de la rosca del implante, afectando tanto al implante como al hueso maxilar.

Sphere of Influence on Multiple
 Sphere of Influence on Multiple

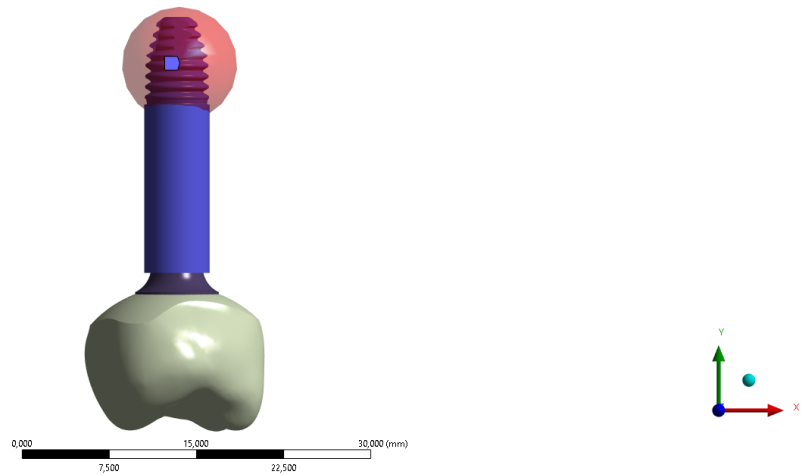


Fig. 54 Detalle esfera de influencia en modelo con implante de 22 mm

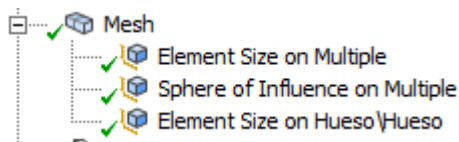


Fig. 55 Detalle mallados

Details of "Element Size on Multiple" ▾ ⚙ □ ×	
[-] Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	3 Bodies
[-] Definition	
Suppressed	No
Type	Element Size
<input type="checkbox"/> Element Size	1, mm
[-] Advanced	
<input type="checkbox"/> Defeature Size	Default
Behavior	Soft

Fig. 56 Detalle de mallado en corona, acople y tornillo

Details of "Sphere of Influence on Multiple" ▾ ⚙ □ ×	
[-] Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	2 Bodies
[-] Definition	
Suppressed	No
Type	Sphere of Influence
Sphere Center	Origin
<input type="checkbox"/> Sphere Radius	5, mm
<input type="checkbox"/> Element Size	1, mm

Fig. 57 Detalle mallado en rosca de implante y hueso mediante esfera de influencia

Details of "Element Size on Hueso\Hueso"	
Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	1 Body
Definition	
Suppressed	No
Type	Element Size
<input type="checkbox"/> Element Size	1, mm
Advanced	
<input type="checkbox"/> Defeature Size	Default
Behavior	Soft

Fig. 58 Detalle mallado en hueso

Statistics	
<input type="checkbox"/> Nodes	270323
<input type="checkbox"/> Elements	184075
Show Detailed St...	No

Fig. 59 Número de elementos y nodos modelo implante 22 mm

Como podemos observar en la anterior figura 59, tanto el número de elementos, como el de los nodos se mantiene muy similar a los modelos anteriores, con unas variaciones de tan solo el 5%, con respecto a los modelos sin implante y prácticamente idénticas a los anteriores modelos de implante de 7 mm y 10 mm, con una variación inferior al 0,05% en el número de elementos.

Geometry
 Diente
 Hueso
 Titanium Alloy

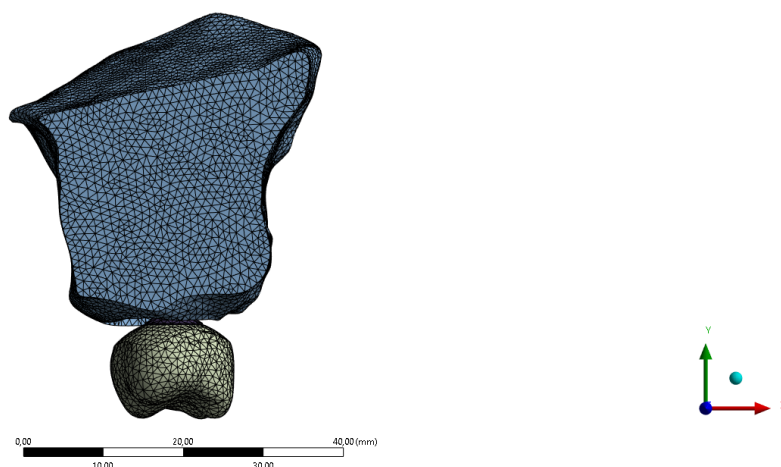


Fig. 60 Detalle mallado modelo implante 22 mm

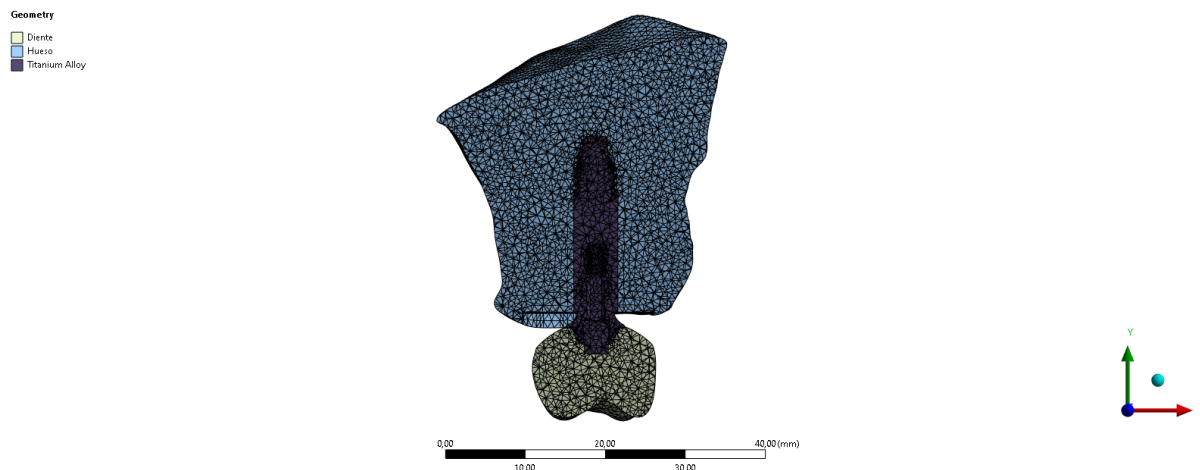


Fig. 61 Detalle sección del mallado del modelo con implante de 10 mm

Como podemos observar en la siguiente tabla 2, el número de nodos y elementos se mantiene muy similar en todos los modelos, siendo este prácticamente idéntico.

	Diente sano	Diente con Anquilosis	Implante 7 mm	Implante 10 mm	Implante 22 mm
Nº Elementos	257060	253082	270070	270197	270323
Nº Nodos	171723	173277	181922	183921	184075

Tabla 2 Resumen de número de elementos y nodos de los mallados

7 Análisis de los modelos

En un primer modelo se recrea un diente molar sano, en un segundo modelo se recrea el mismo molar afectado por anquilosis, los tres siguientes modelos representan una corona idéntica al diente de los anteriores modelos asociada a tres implantes, con distintas longitudes uno de 7 mm otro de 10 mm y por último un tercero de 22 mm de longitud, los cuales se encuentran encastrados en el mismo modelo de hueso que las dos piezas dentales de los modelos anteriores. Por último, se crea un sexto modelo idéntico al primer modelo en el que se realiza un análisis estático estructural no lineal, donde se asumen grandes deformaciones a la hora de evaluar el modelo, en este último modelo se introduce el material del ligamento periodontal como un material no lineal.

7.1 Modelo diente sano

El primer modelo estudiado es un modelo de diente sano, diente con pulpa, ligamento periodontal y encastrado en el hueso.

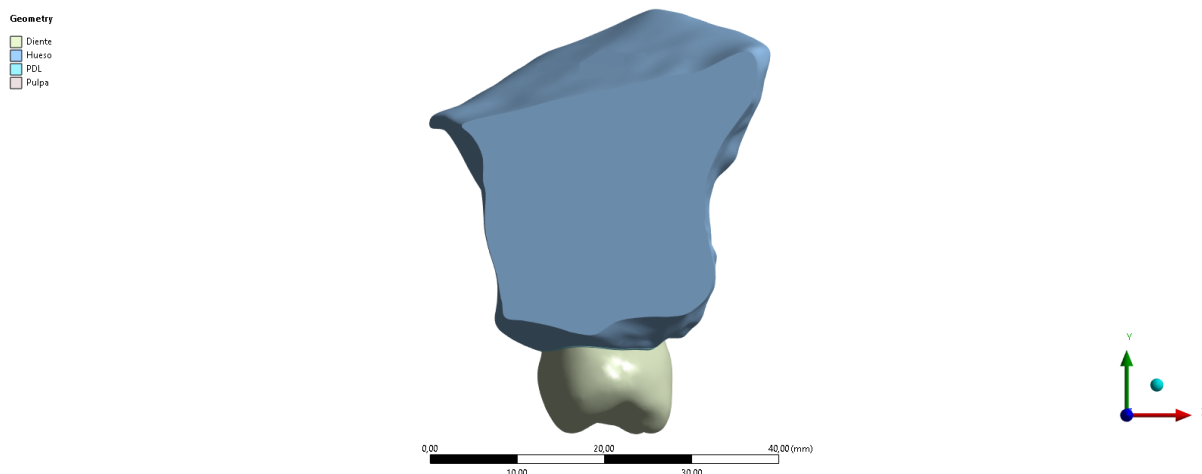


Fig. 62 Vista lateral modelo diente sano

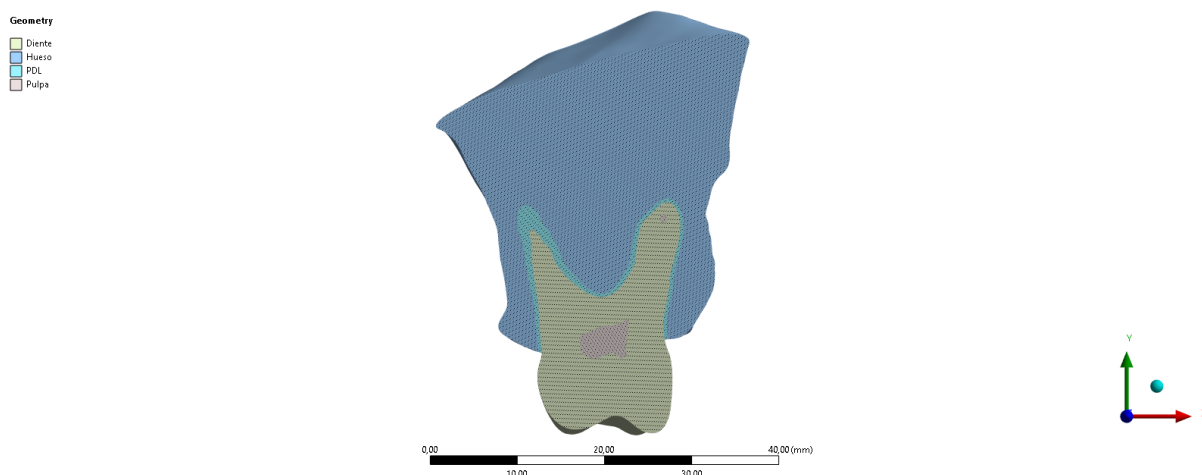


Fig. 63 Sección modelo diente sano

A: Dienteply2 + Hueso + PDL
 Equivalent Stress
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1 s
 Max: 99,942
 Min: 6,0476e-5

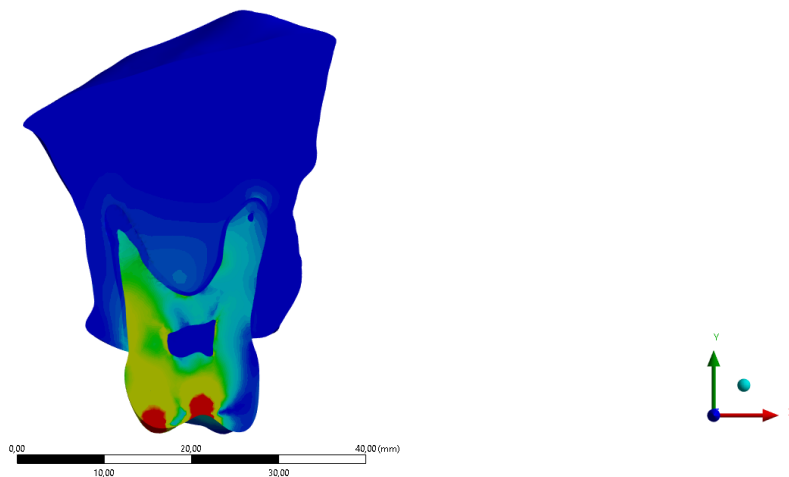
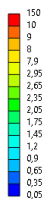


Fig. 64 Detalle distribución de tensiones en sección de diente sano

En la figura 64 se aprecia una concentración de tensiones en el diente y como se alivian en la zona del ligamento periodontal.

A: Dienteply2 + Hueso + PDL
 Equivalent Stress (Diente)
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1 s
 Max: 99,942
 Min: 0,071628

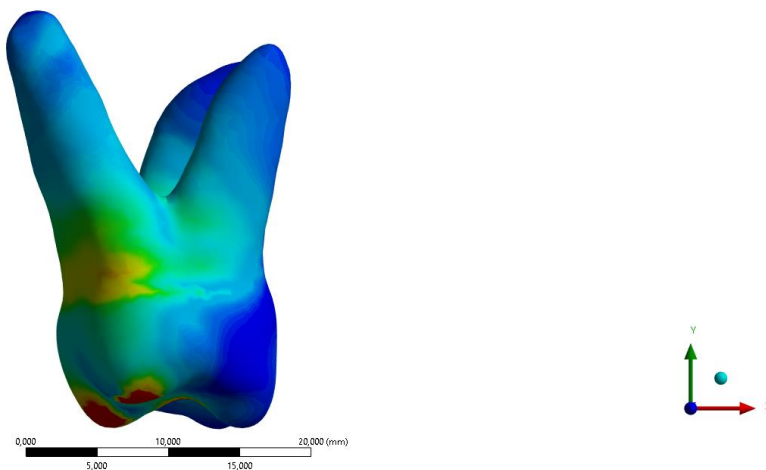
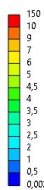


Fig. 65 Detalle de distribución de tensiones diente

A: Dienteply2 + Hueso + PDL
 Equivalent Stress (Diente)
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1 s
 Max: 99,942
 Min: 0,071628

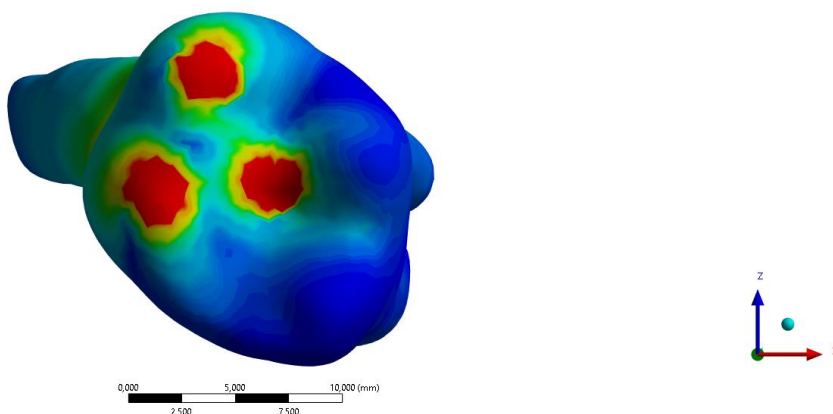
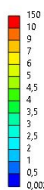


Fig. 66 Detalle en planta de distribución de tensiones diente

En las figuras 65 y 66 se muestra la distribución de tensiones en el diente. Se aprecian las zonas de concentración de tensiones, siendo los puntos más tensionados las zonas de aplicación de las fuerzas y la zona cervical.

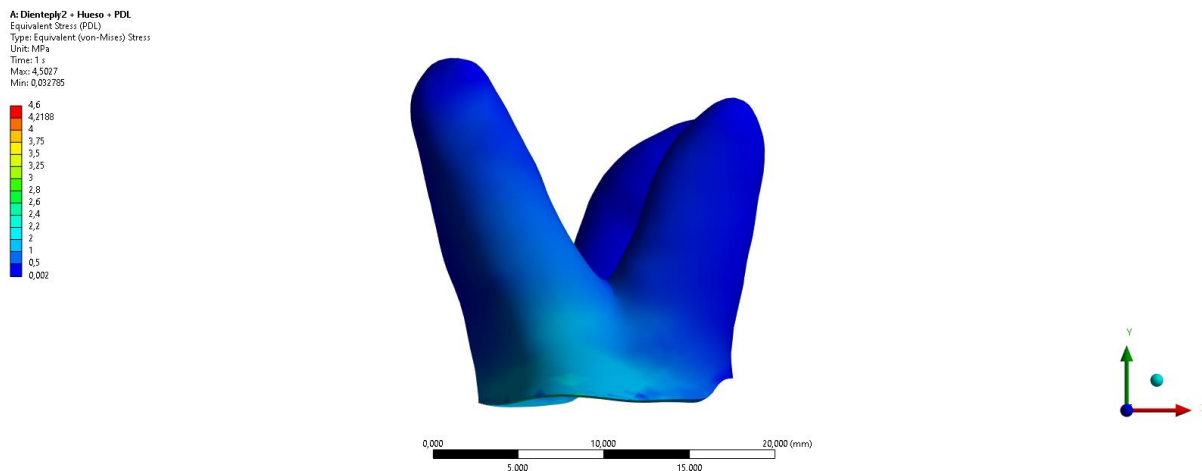


Fig. 67 Detalle de distribución de tensiones en ligamento periodontal

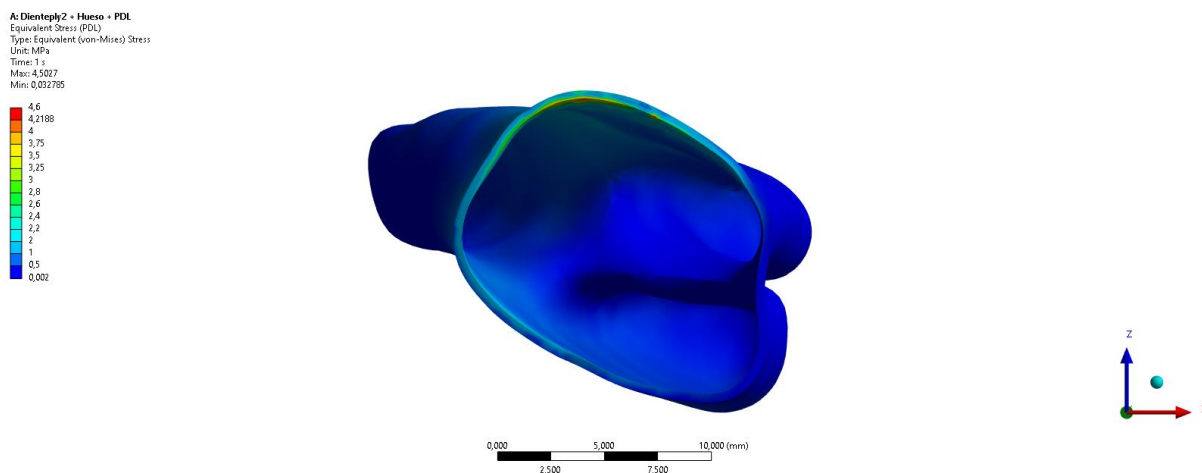


Fig. 68 Detalle en planta de distribución de tensiones en ligamento periodontal

En las figuras 67 y 68 se muestra la distribución de tensiones en el ligamento periodontal. Se aprecia una concentración de tensiones en el área superior del ligamento periodontal, donde tiene lugar el contacto con la zona cervical del diente.

A: Dientely2 + Hueso + PDL
Equivalent Stress (Hueso)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 3,4184
Min: 0,0003582

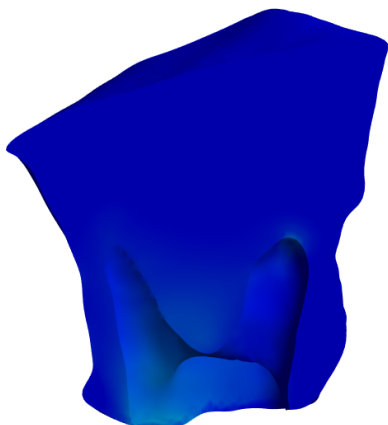
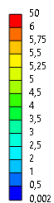


Fig. 69 Detalle de distribución de tensiones en el hueso maxilar

A: Dientely2 + Hueso + PDL
Equivalent Stress (Hueso)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 3,4184
Min: 0,0003582

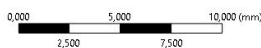
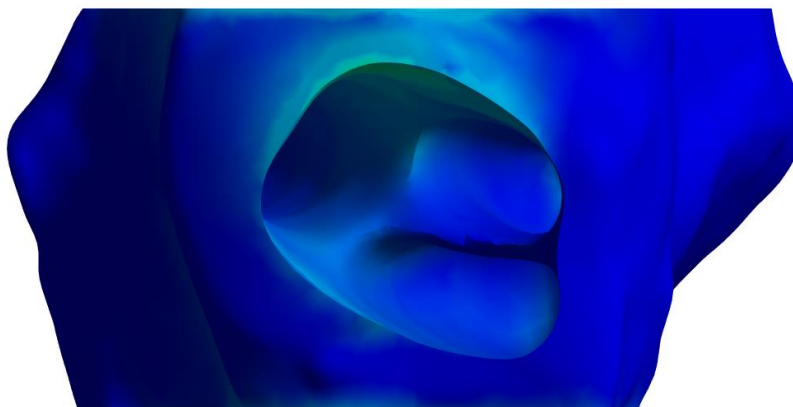
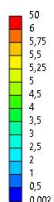


Fig. 70 Detalle en planta de distribución de tensiones en el hueso maxilar

En las figuras 69 y 70 se aprecia la distribución de tensiones en el hueso maxilar. Al igual que ocurre con el diente y el PDL las tensiones se concentran en la misma zona, aunque ya con unos valores inferiores, podría deducirse que la mayor parte de las tensiones se absorben por la deformación del ligamento.

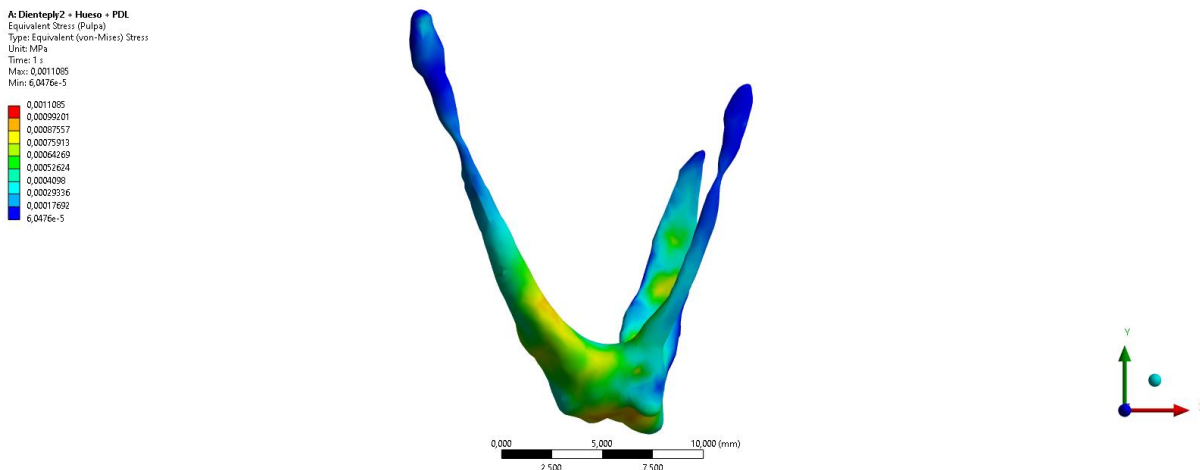


Fig. 71 Detalle de distribución de tensiones en la pulpa.

En la figura 71 se aprecia la distribución de tensiones en la pulpa del diente. La pulpa se encuentra protegida por el diente y no se aprecia ninguna concentración de tensiones significativa.

7.2 Modelo diente con anquilosis

Este segundo modelo estudiado es un modelo de diente afectado por anquilosis, en los dientes afectados por anquilosis se produce una reabsorción del ligamento periodontal, por lo que este desaparece y el diente pasa a estar encastado directamente en el hueso. El modelo está compuesto por el mismo diente del modelo anterior, pero esta vez encastada directamente en el hueso maxilar, sin la existencia del ligamento periodontal.

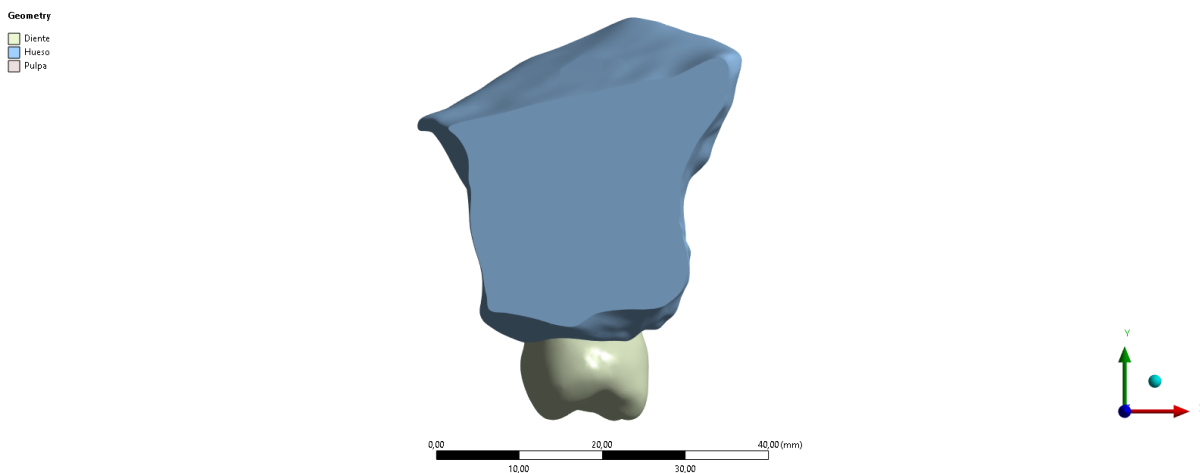


Fig. 72 Vista lateral modelo diente con anquilosis

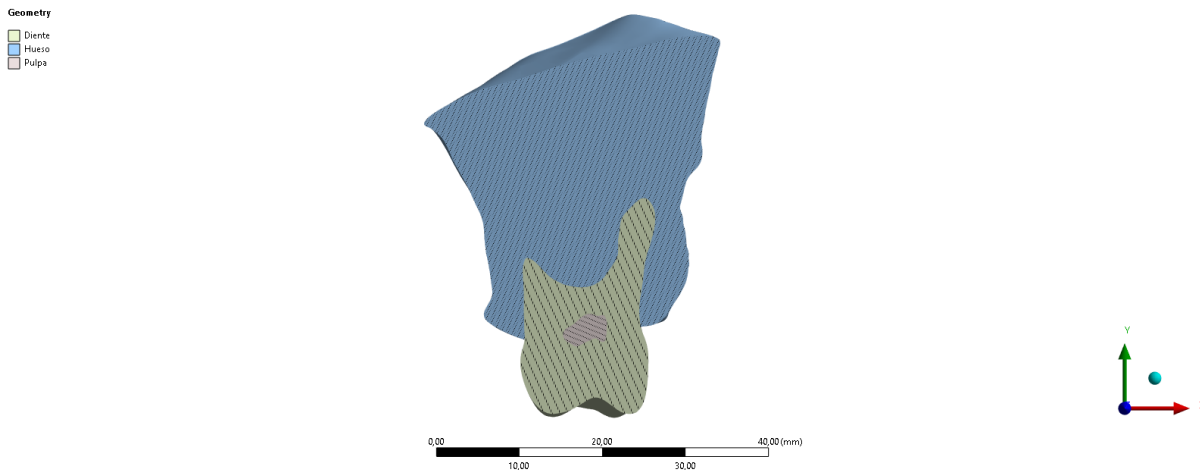


Fig. 73 Sección modelo diente con anquilosis

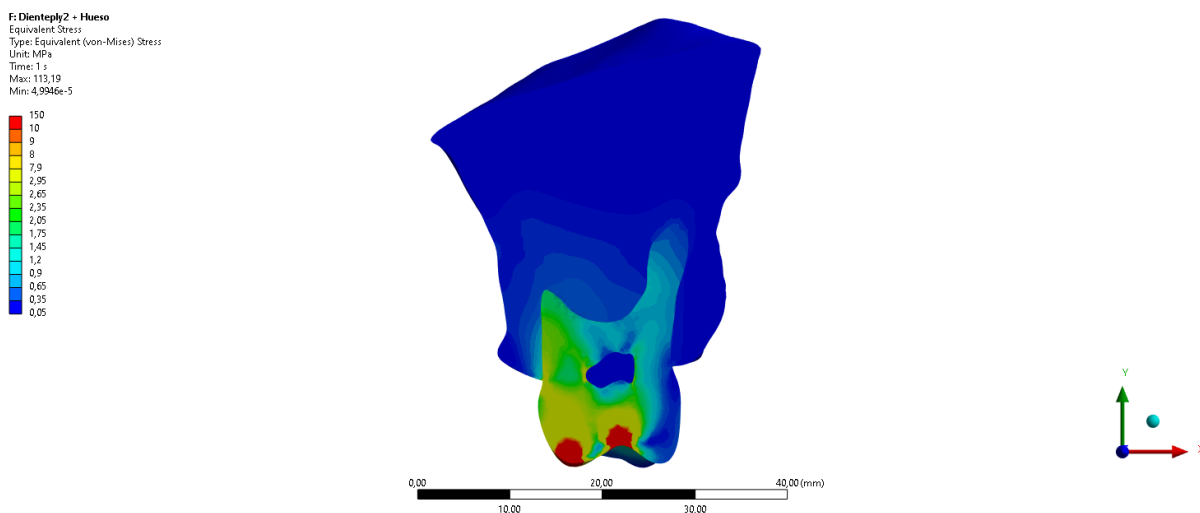


Fig. 74 Detalle distribución de tensiones en sección de diente con anquilosis

En este caso el ligamento periodontal ha sido absorbido por el hueso, por lo que no hay ligamento periodontal. En la figura 74 se puede apreciar una distribución de tensiones muy similar al caso anterior con ligamento periodontal y como al no tener el ligamento periodontal se produce concentración de tensiones en la zona de contacto entre el diente y el hueso, pasando a trasladarse a la zona del hueso.

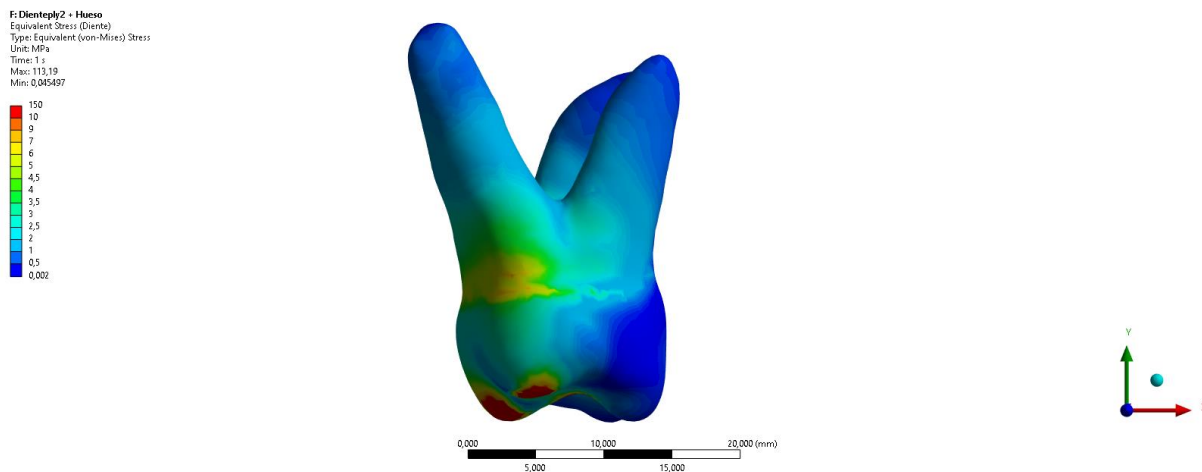


Fig. 75 Detalle de distribución de tensiones diente

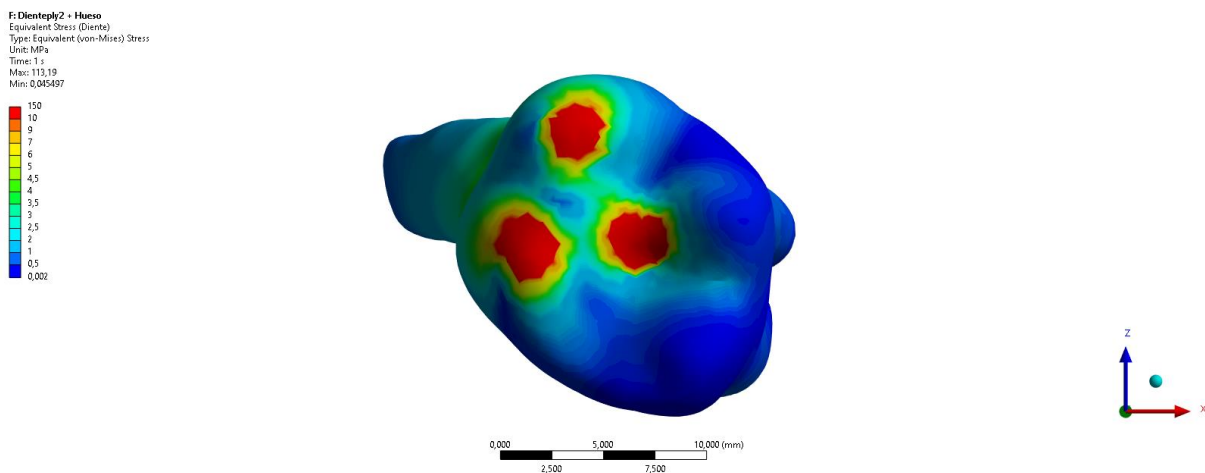


Fig. 76 Detalle en planta de distribución de tensiones diente

En las figuras 75 y 76 se muestra la distribución de tensiones en el diente. Se aprecian las zonas de concentración de tensiones en el diente, siendo los puntos más tensionados las zonas de aplicación de las fuerzas y la zona de contacto entre el diente y el hueso, zona cervical del diente, al igual que en el caso anterior, pero a diferencia en este caso se puede apreciar una mayor concentración de tensiones en estas áreas.

F: Dienteply2 + Hueso
Equivalent Stress (Hueso)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress (Unaveraged)
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 8,6887
Min: 0,00078557

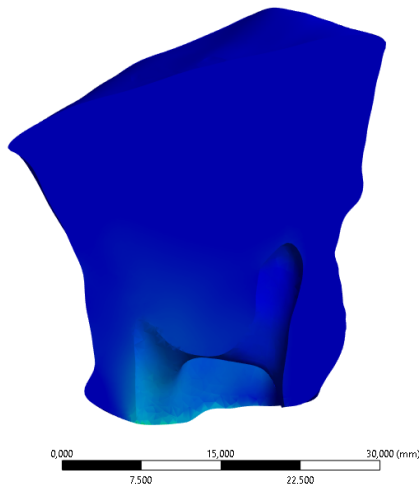
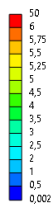


Fig. 77 Detalle de distribución de tensiones en el hueso maxilar

F: Dienteply2 + Hueso
Equivalent Stress (Hueso)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress (Unaveraged)
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 8,6887
Min: 0,00078557

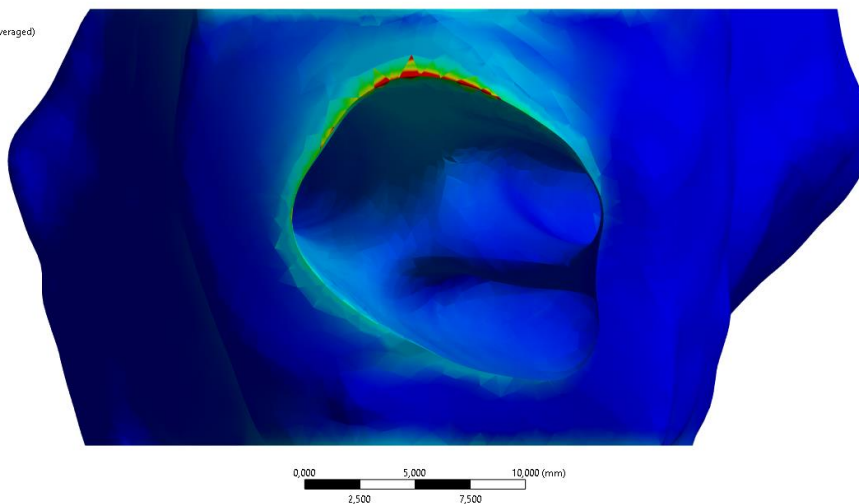
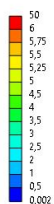


Fig. 78 Detalle en planta de distribución de tensiones en el hueso maxilar

En las figuras 77 y 78 se aprecia la distribución de tensiones en el hueso maxilar. El área de mayor concentración de tensiones se produce en la zona cervical, apreciándose claramente un aumento de las tensiones en esta área al carecer de la protección que otorga el ligamento periodontal.

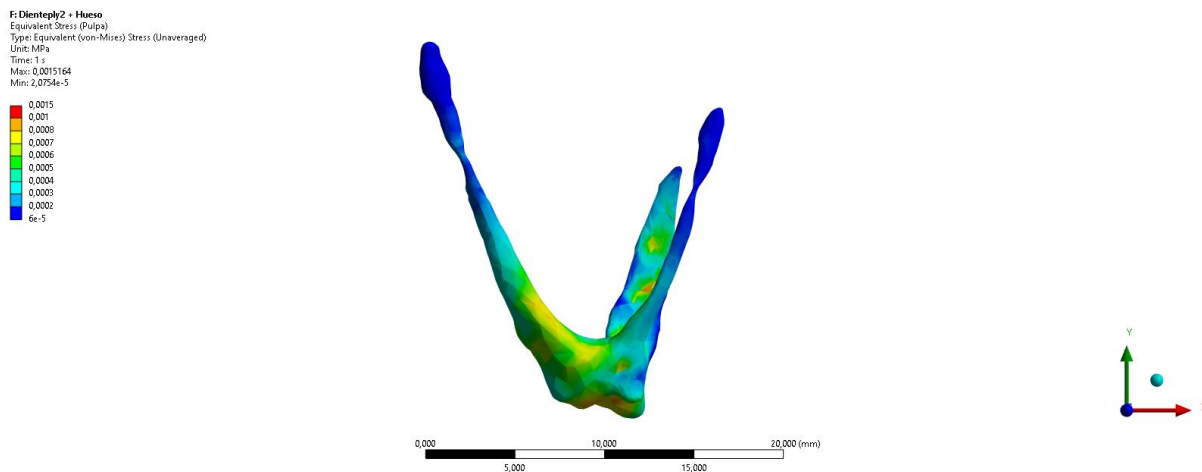


Fig. 79 Detalle de distribución de tensiones en la pulpa.

En la figura 79 se aprecia la distribución de tensiones en la pulpa del diente. La pulpa no tiene concentraciones de tensiones reseñables al igual que en el caso anterior con PDL, continúa estando convenientemente protegida por el diente.

7.3 Modelo con implante de 7 mm

Este tercer modelo estudiado es un modelo de implante de 7 mm de longitud. El modelo está compuesto por una corona idéntica a la parte superior del diente de los modelos anteriores y un implante de longitud 7 mm encastado en el mismo hueso maxilar que todos los modelos.

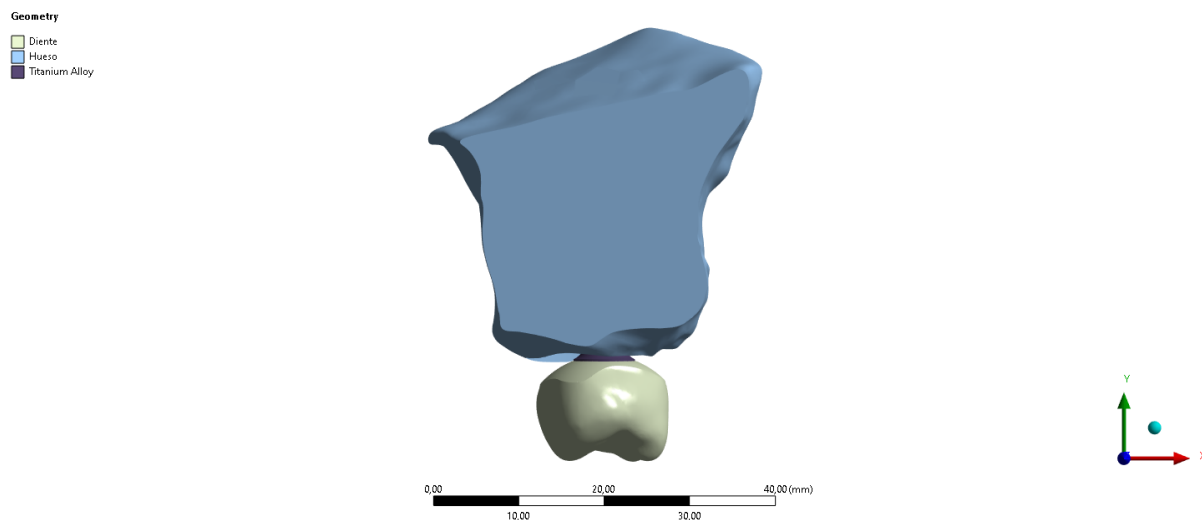


Fig. 80 Detalle modelo con implante de 7 mm

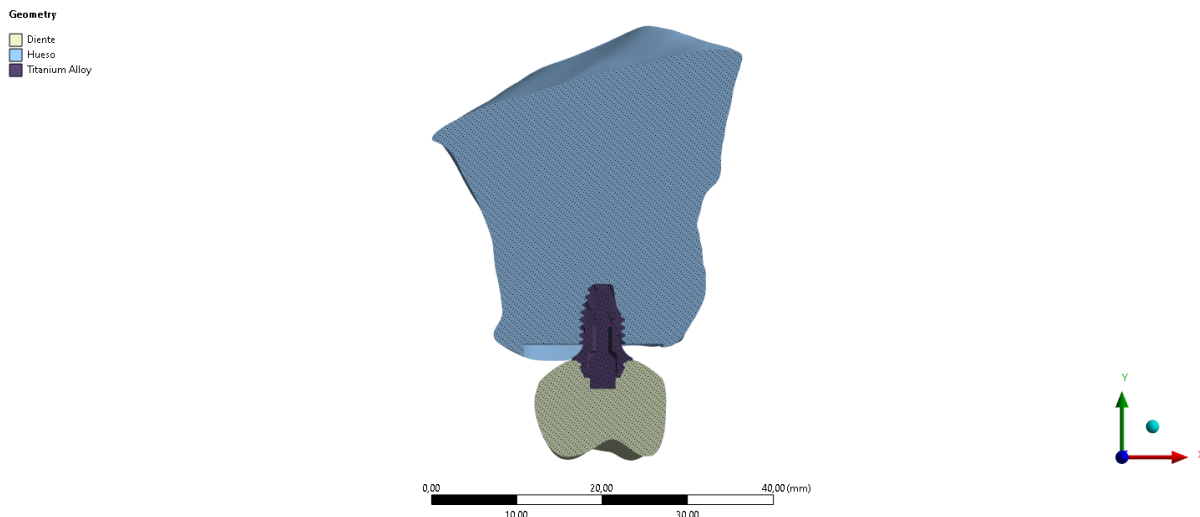


Fig. 81 Sección modelo con implante de 7 mm

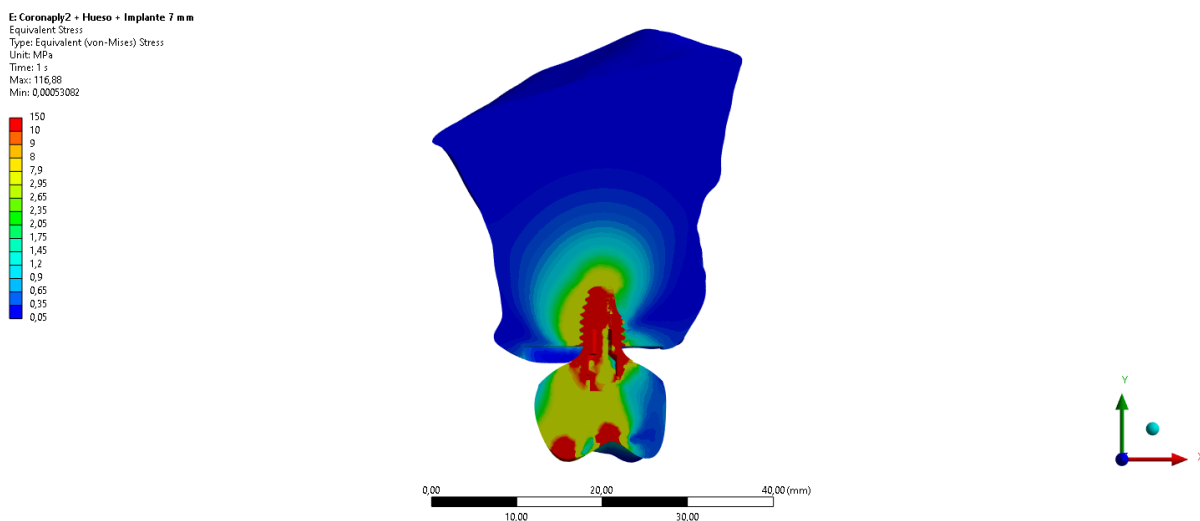


Fig. 82 Detalle distribución de tensiones en sección de implante de 7 mm

En la figura 82 se puede apreciar como la concentración de tensiones se produce en la zona del implante, en las interfases corona-implante e implante-hueso, y en las zonas de aplicación de cargas de la corona al igual que ocurría en los casos en los que no hay implante con el diente y la raíz.

E: Coronaply2 + Hueso + Implante 7 mm
Equivalent Stress (Corona)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 106,02
Min: 0,10936

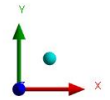
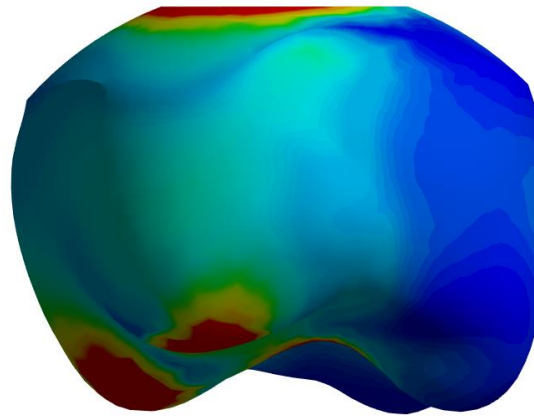
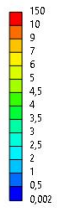


Fig. 83 Detalle de distribución de tensiones corona en vista lateral

E: Coronaply2 + Hueso + Implante 7 mm
Equivalent Stress (Corona)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 106,02
Min: 0,10936

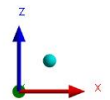
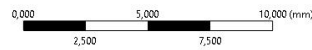
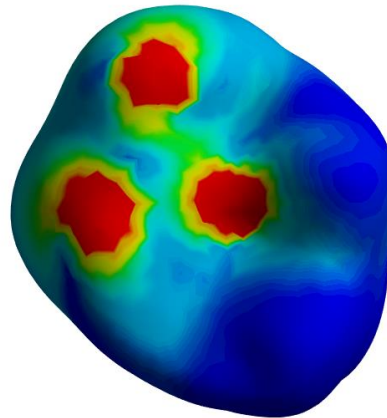
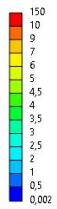


Fig. 84 Detalle de distribución de tensiones en puntos de aplicación de cargas en la corona

E: Coronaply2 + Hueso + Implante 7 mm
Equivalent Stress (Corona)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 106,02
Min: 0,10996

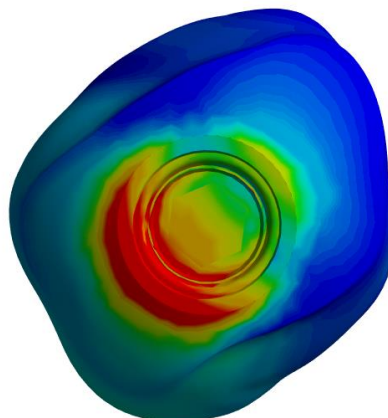
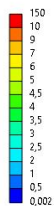


Fig. 85 Detalle de distribución de tensiones en la corona en zona de interfase con implante

E: Coronaply2 + Hueso + Implante 7 mm
Equivalent Stress (Corona)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 106,02
Min: 0,10996

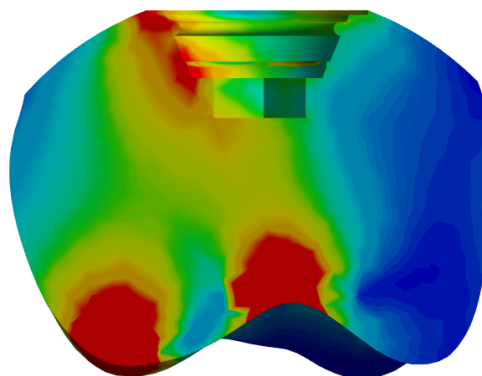
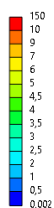


Fig. 86 Detalle de sección de distribución de tensiones en la corona

En las figuras 83, 84, 85 y 86 se muestra la distribución de tensiones en la corona del implante. Se aprecia como las cargas se transmiten de las zonas de aplicación a las zonas de contacto con implante, se producen varias zonas de concentración de tensiones sobre todo en el área de contacto con el implante y en las zonas de aplicación de cargas.

E: Coronaply2 + Hueso + Implante 7 mm
Equivalent Stress (Hueso)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 39,415
Min: 0,0003082

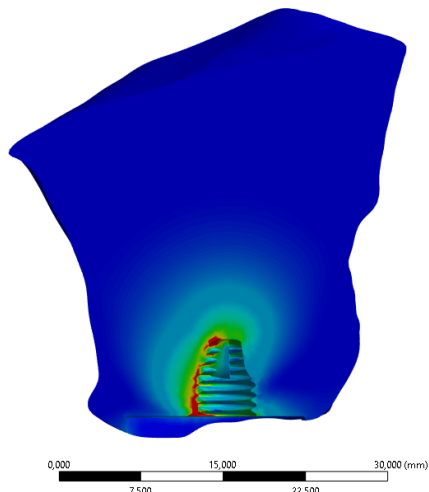
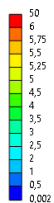


Fig. 87 Detalle de distribución de tensiones en sección del hueso maxilar

E: Coronaply2 + Hueso + Implante 7 mm
Equivalent Stress (Hueso)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 39,415
Min: 0,0003082

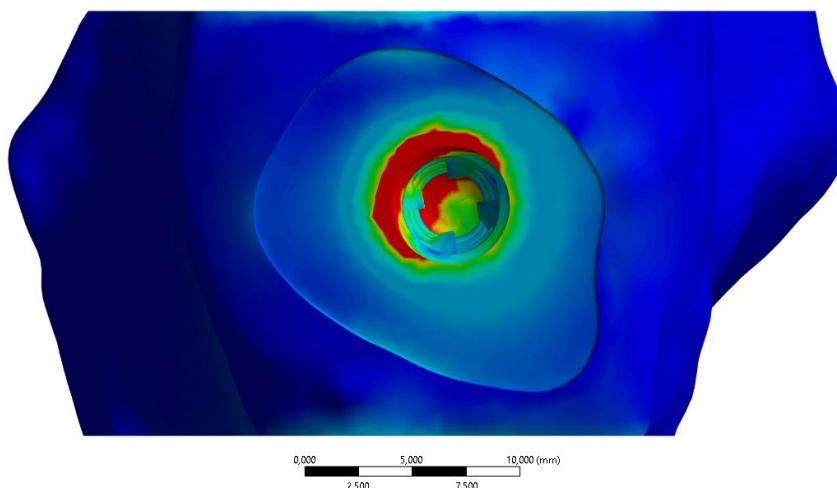
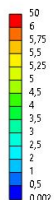


Fig. 88 Sección de distribución de tensiones en el hueso maxilar

En las figuras 87 y 88 se aprecia la distribución de tensiones en el hueso maxilar y como las tensiones se transmiten a lo largo del contacto entre el hueso y el implante, produciéndose su valor máximo en dicha zona de contacto.

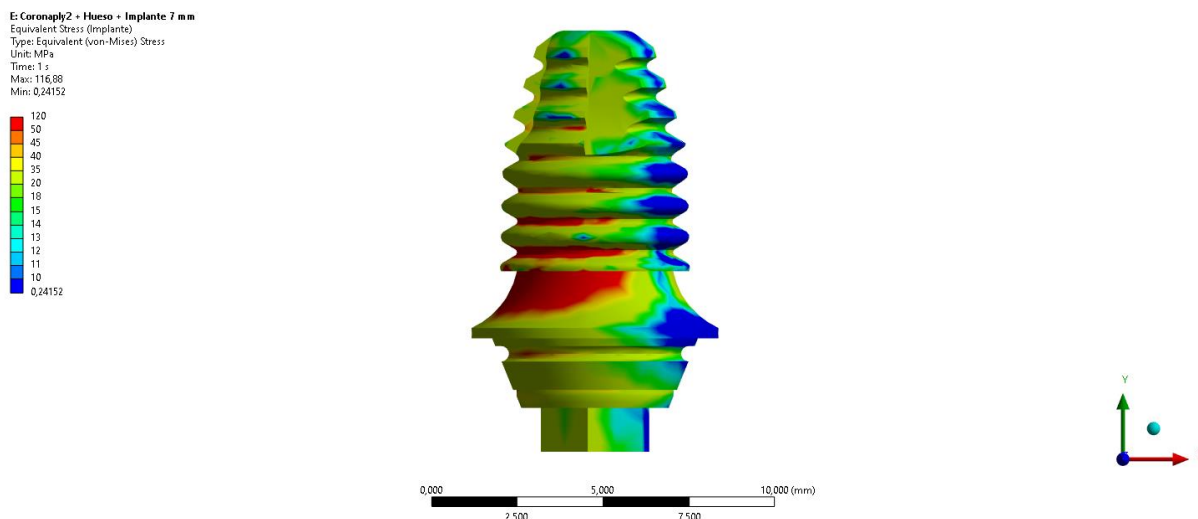


Fig. 89 Detalle de distribución de tensiones en implante de 7 mm

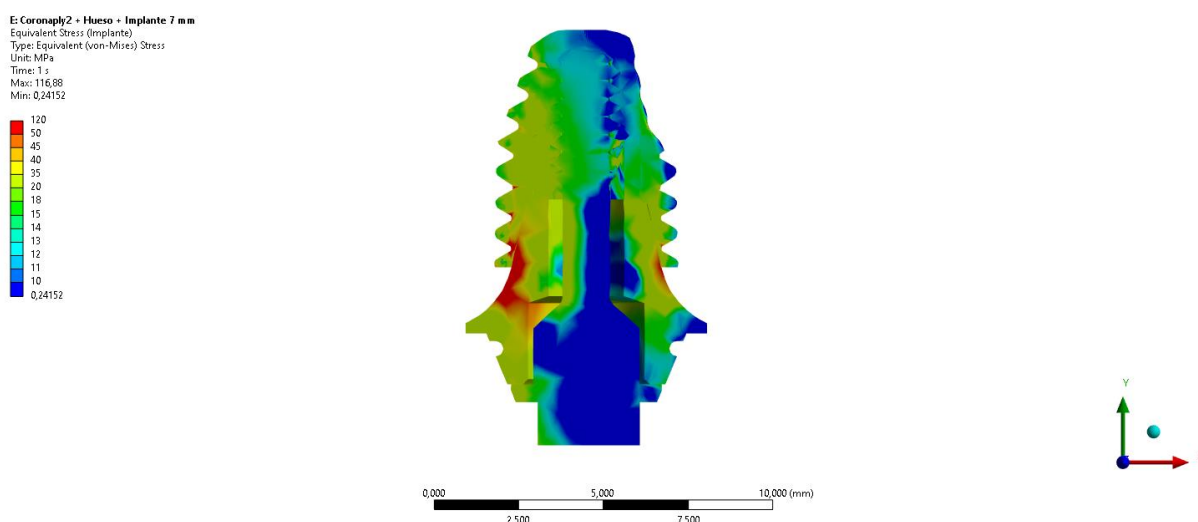


Fig. 90 Detalle de distribución de tensiones en sección de implante de 7 mm

En las figuras 89 y 90 se aprecia la distribución de tensiones del implante y como los máximos se producen en la zona de interfase entre el acople y la rosca del implante que va anclada al hueso, esta zona es donde en los anteriores modelos con el diente se denominaba zona cervical del diente.

7.4 Modelo con implante de 10 mm

Este cuarto modelo estudiado es un modelo de implante de 10 mm de longitud. El modelo está compuesto por una corona idéntica a la parte superior del diente de los modelos anteriores y un implante de longitud en este cuarto modelo de 10 mm encastado en el mismo hueso maxilar que todos los modelos.

Geometry
■ Diente
■ Hueso
■ Titanium Alloy

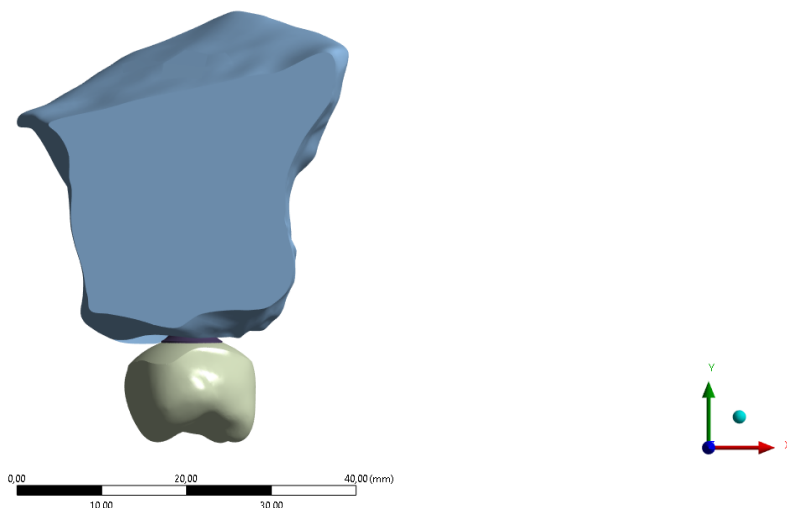


Fig. 91 Detalle modelo con implante de 10 mm

Geometry
■ Diente
■ Hueso
■ Titanium Alloy

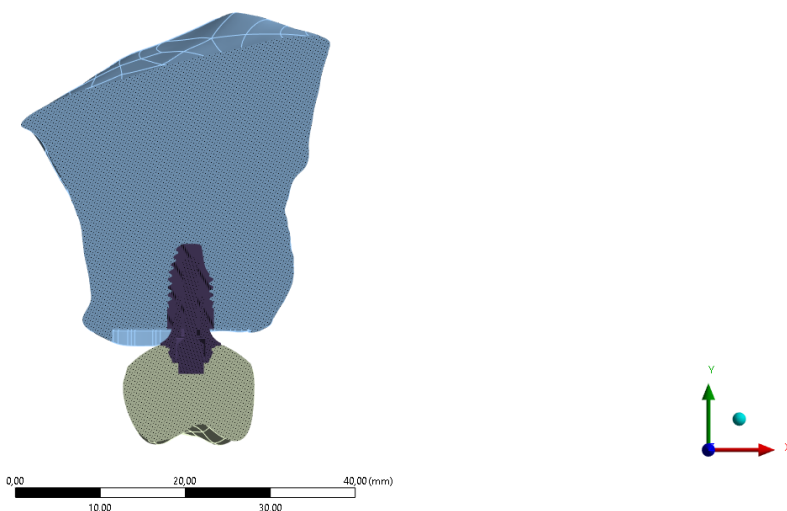


Fig. 92 Sección modelo con implante de 10 mm

D: Coronaply2 + Hueso + Implante 10 mm
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Custom
Max: 105.59
Min: 0.00065219

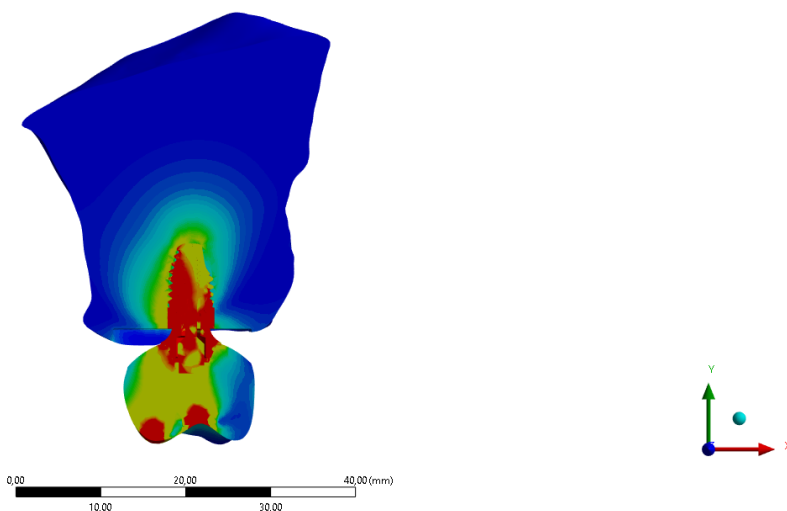
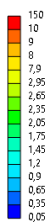


Fig. 93 Detalle distribución de tensiones en sección de implante de 10 mm

En la figura 93 se puede apreciar concentración de tensiones en la zona de alrededor del implante y en el propio implante y en la zona de contacto entre el implante y el hueso al igual que ocurría en el caso anterior con el implante de 7 mm.

D: Coronaply2 + Hueso + Implante 10 mm
Equivalent Stress (Corona)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 106,02
Min: 0,10857

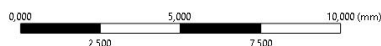
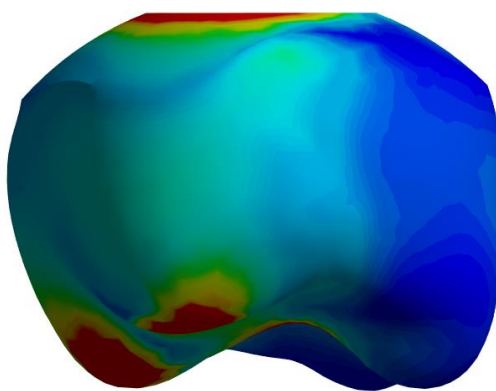
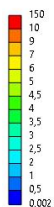


Fig. 94 Detalle de distribución de tensiones corona

E: Coronaply2 + Hueso + Implante 7 mm
Equivalent Stress (Corona)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 106,02
Min: 0,10936

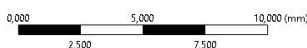
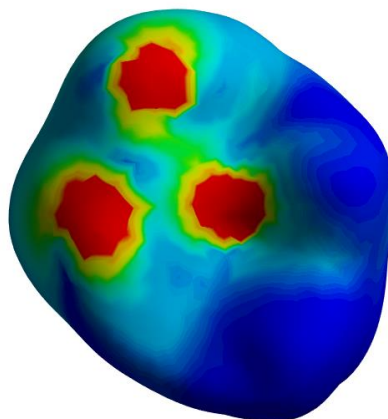
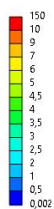


Fig. 95 Detalle de distribución de tensiones en puntos de aplicación de cargas en la corona

D: Coronaply2 + Hueso + Implante 10 mm
Equivalent Stress (Corona)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 106,02
Min: 0,10857

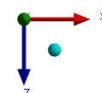
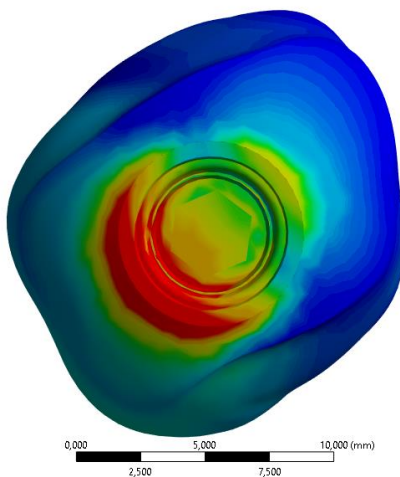
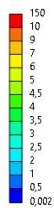


Fig. 96 Detalle de distribución de tensiones en la corona

D: Coronaply2 + Hueso + Implante 10 mm
Equivalent Stress (Corona)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 106,02
Min: 0,10857

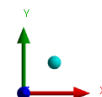
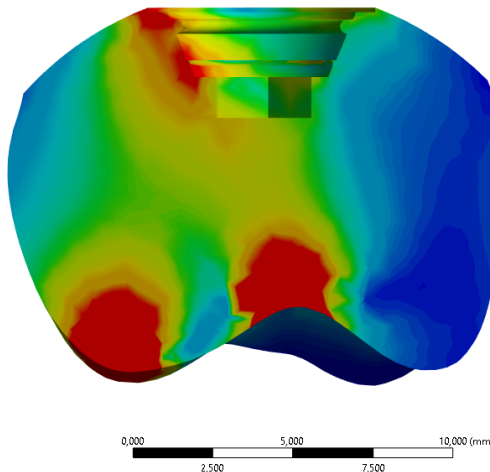
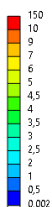


Fig. 97 Detalle de sección de distribución de tensiones en la corona

En las figuras 94, 95, 96 y 97 se muestra la distribución de tensiones en la corona del implante. Se aprecia como las cargas se transmiten de las zonas de aplicación a las zonas de contacto con implante y hueso, hay una concentración de tensiones en la zona de contacto con el hueso y el implante y en la zona de aplicación de cargas.

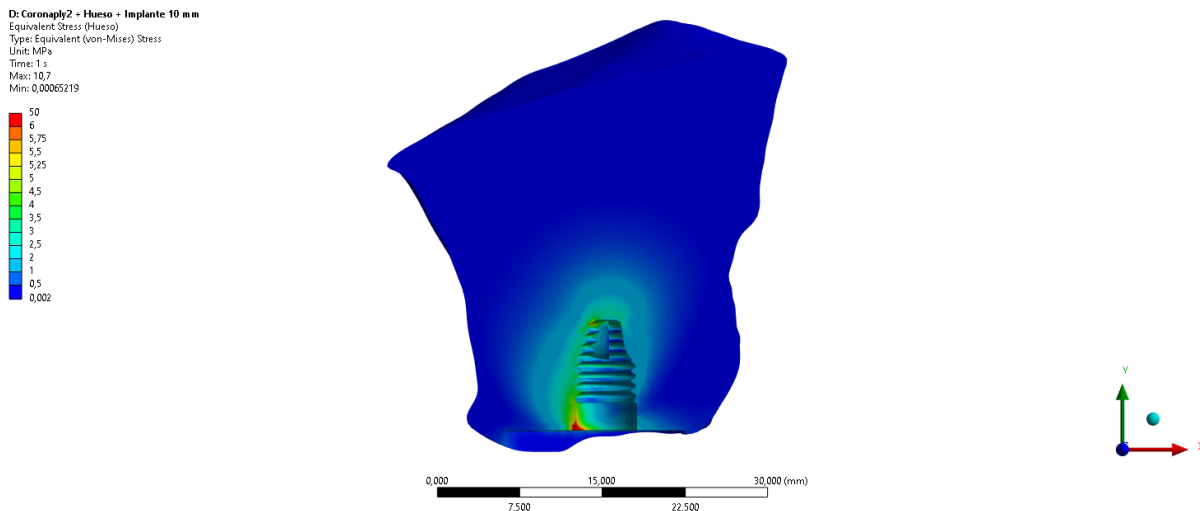


Fig. 98 Detalle de distribución de tensiones en el hueso maxilar

En vista en planta del hueso de la figura 98 se aprecian como las zonas de concentración de tensiones son el área de contacto entre la corona y el hueso y la base del implante, al igual que ocurría con el modelo anterior con el implante de longitud 7 mm.

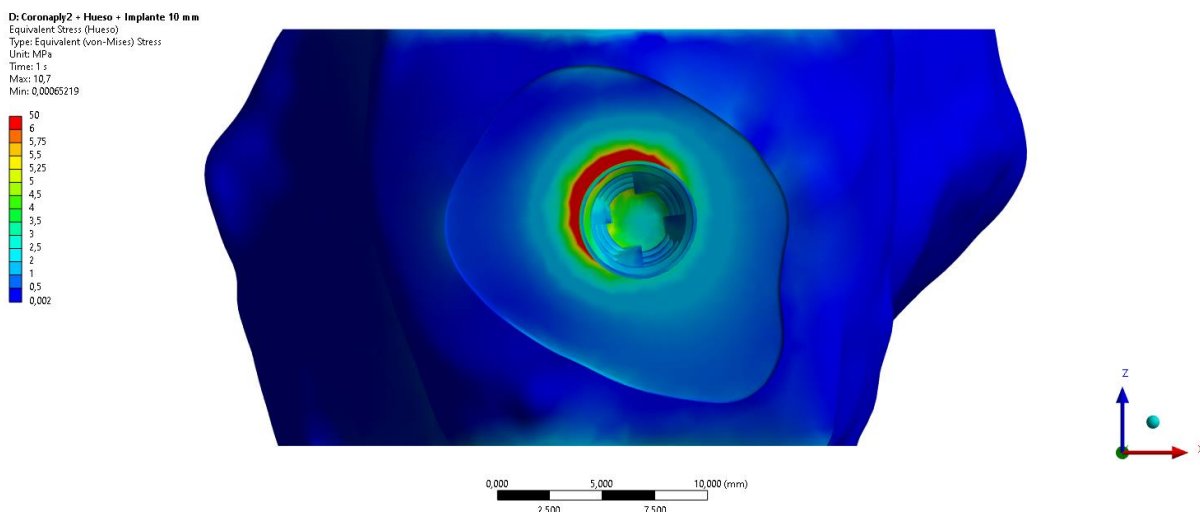


Fig. 99 Sección de distribución de tensiones en el hueso maxilar

En la figura 99 se aprecia la distribución de tensiones en el hueso maxilar y como las tensiones se transmiten a lo largo del contacto entre el hueso y el implante, produciéndose una zona de concentración de tensiones en la parte superior de la rosca del implante y suavizándose a medida que nos acercamos a la base de la rosca del implante.

D: Coronaphy2 + Hueso + Implante 10 mm
Equivalent Stress (implante)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 109,59
Min: 1,587

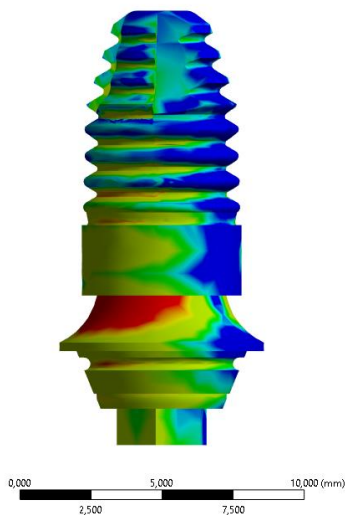
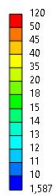


Fig. 100 Detalle de distribución de en implante de 10 mm

D: Coronaphy2 + Hueso + Implante 10 mm
Equivalent Stress (implante)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 109,59
Min: 1,587

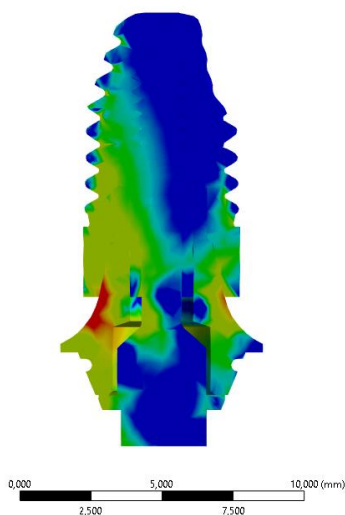
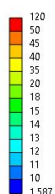


Fig. 101 Detalle de distribución de en implante de 10 mm

En las figuras 100 y 101 se aprecia la distribución de tensiones del implante y como, al igual que ocurría con el modelo de implante de 7 mm, las zonas de máxima concentración de tensiones se producen en la interfase entre el propio perno y la rosca anclada al hueso.

7.5 Modelo con implante de 22 mm

El quinto modelo estudiado es un modelo de implante de 22 mm de longitud. El modelo está compuesto por una corona idéntica a la parte superior del diente de los modelos anteriores y un implante de longitud en este quinto modelo de 22 mm encastado en el mismo hueso maxilar que todos los modelos.

Geometry
■ Diente
■ Hueso
■ Titanium Alloy

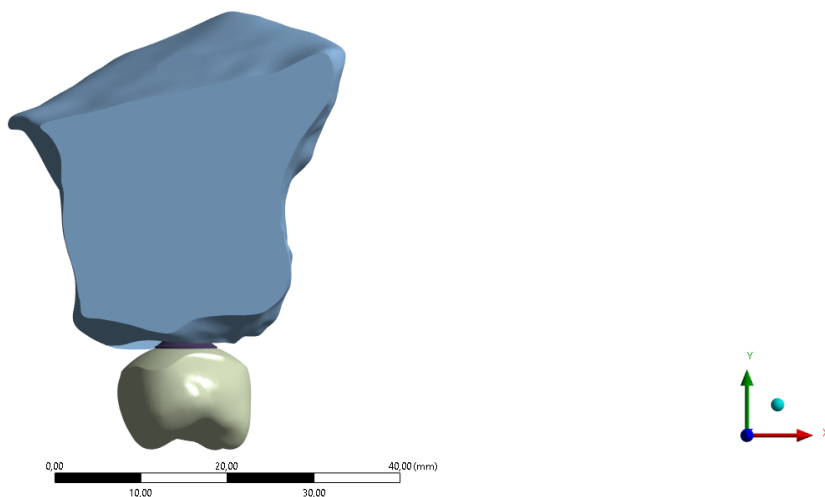


Fig. 102 Detalle modelo con implante de 22 mm

Geometry
■ Diente
■ Hueso
■ Titanium Alloy

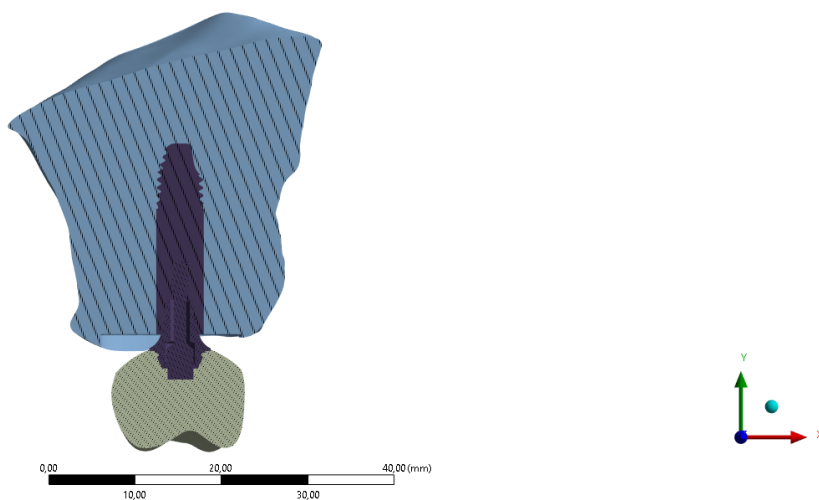


Fig. 103 Sección modelo con implante de 22 mm

C: Coronaply2 + Hueso + Implante 22 mm
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 136,15
Min: 0,00060462

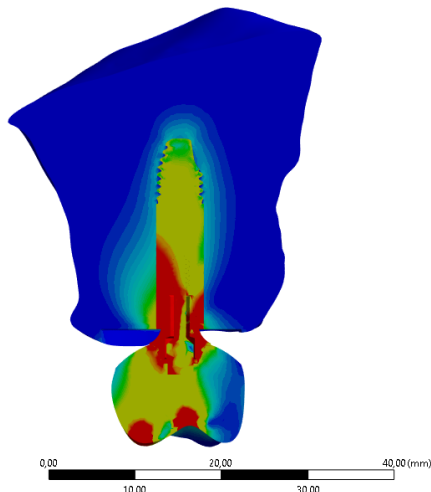
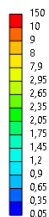


Fig. 104 Detalle distribución de tensiones en sección de implante de 22 mm

En la figura 104 se puede apreciar como la concentración de tensiones se produce a lo largo del implante llegando mucho más profundamente a la zona del hueso, pero no llegando a la base de la rosca del implante, que estaría destensada y por lo tanto no trabajaría.

C: Coronaply2 + Hueso + Implante 22 mm
Equivalent Stress (Corona)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 106,01
Min: 0,10951

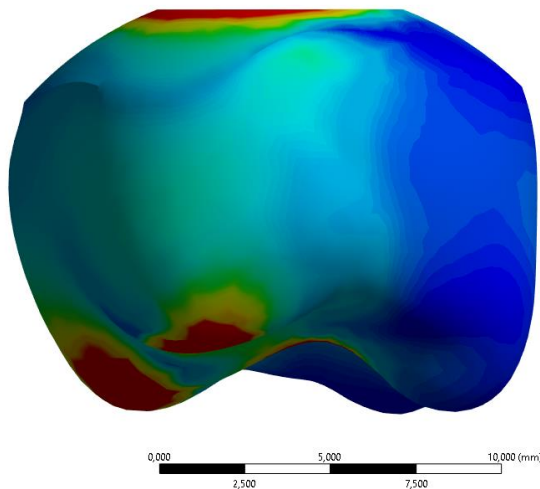
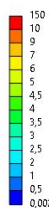


Fig. 105 Detalle de distribución de tensiones corona

C: Coronaply2 + Hueso + Implante 22 mm
Equivalent Stress (Corona)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 106,01
Min: 0,10951

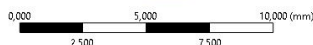
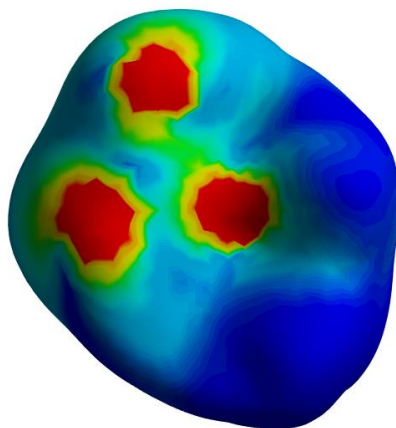
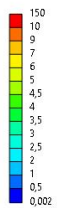


Fig. 106 Detalle de distribución de tensiones en la corona

C: Coronaply2 + Hueso + Implante 22 mm
Equivalent Stress (Corona)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 106,01
Min: 0,10951

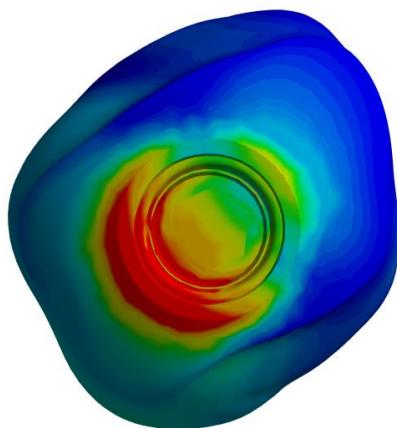
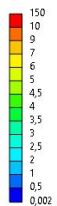


Fig. 107 Detalle de distribución de tensiones en la corona

C: Coronaply2 + Hueso + Implante 22 mm
Equivalent Stress (Corona)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 106,01
Min: 0,10951

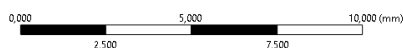
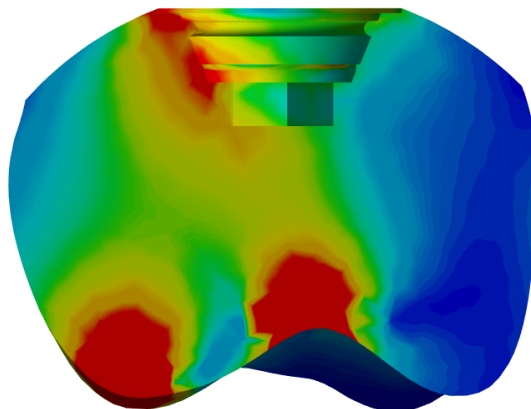
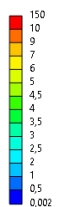


Fig. 108 Detalle de sección de distribución de tensiones en la corona

En las figuras 105, 106, 107 y 108 se muestra la distribución de tensiones en la corona del implante. Se aprecia como las cargas se transmiten de las zonas de aplicación a las zonas de contacto con el implante, produciéndose al igual que ocurría con los modelos anteriores de implante una concentración de tensiones en la zona de contacto entre la corona y el implante y en la zona de aplicación de cargas.

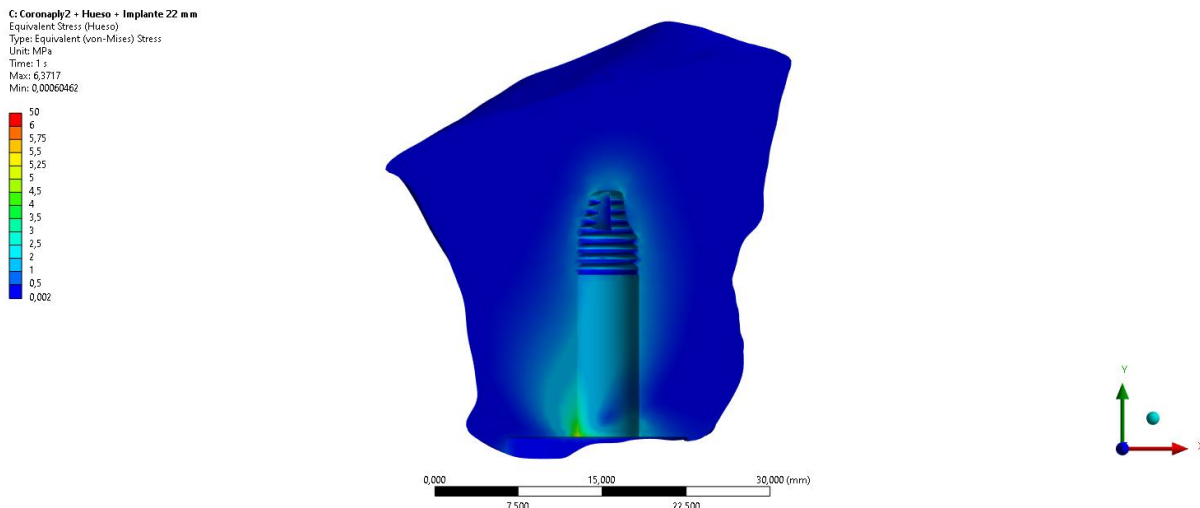


Fig. 109 Detalle de distribución de tensiones en el hueso maxilar

En la figura 109 se aprecia la distribución de tensiones en el hueso maxilar y como las tensiones se concentran en la parte superior de contacto entre el implante y el hueso de forma mucho más suave a como ocurre en el resto de implantes más cortos.

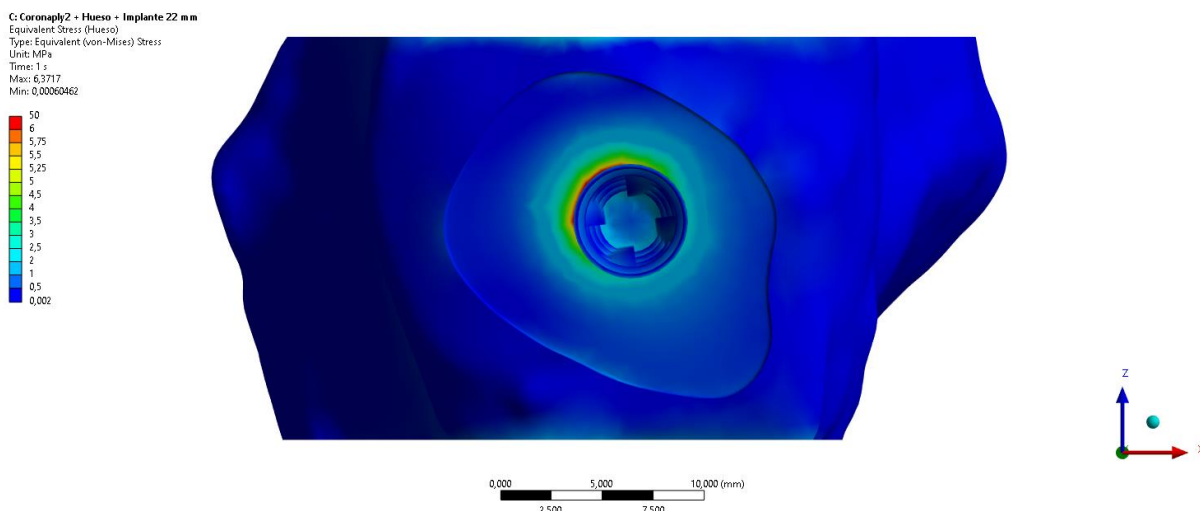


Fig. 110 Sección de distribución de tensiones en el hueso maxilar

En vista en planta del hueso de la figura 110 se aprecian como las zonas de concentración de tensiones no llegan a profundizar en el hueso hasta el final de la rosca del implante como ocurre con el implante de longitud 7 mm y 10 mm, pero en este caso se aprecia una menor concentración, se aprecia una mejor distribución de tensiones de forma más uniforme.

C: Coronaply2 + Hueso + Implante 22 mm
Equivalent Stress (implante)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 136,15
Min: 0,41

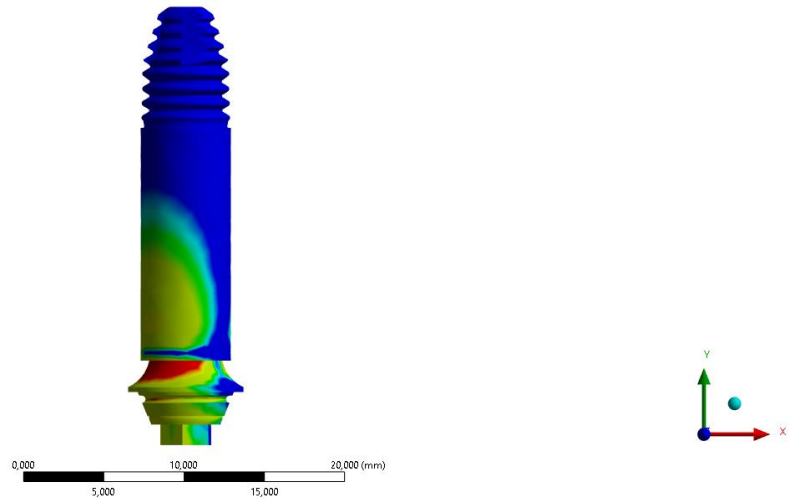


Fig. 111 Detalle de distribución de en implante de 22 mm

C: Coronaply2 + Hueso + Implante 22 mm
Equivalent Stress (implante)
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s
Max: 136,15
Min: 0,41

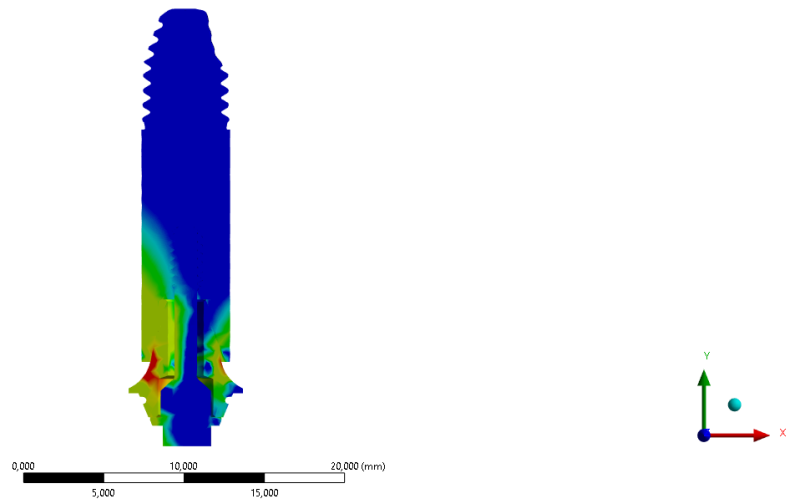


Fig. 112 Detalle de distribución de tensiones en sección de implante de 22 mm

En la figura 112 se aprecia la distribución de tensiones del implante, como los máximos se producen en la zona de interfase entre el propio perno y la rosca anclada al hueso, disminuyendo sustancialmente según va profundizando en el hueso.

8 Conclusiones finales

A continuación, se hace una síntesis de todas las conclusiones extraídas de los modelos realizados. Haciendo especial hincapié en la interpretación clínica de los resultados de los modelos.

8.1 Interpretación de resultados en dientes y coronas

En la siguiente tabla se muestra gráficamente mediante imágenes las distintas distribuciones de tensiones en los dientes y coronas de los modelos analizados.

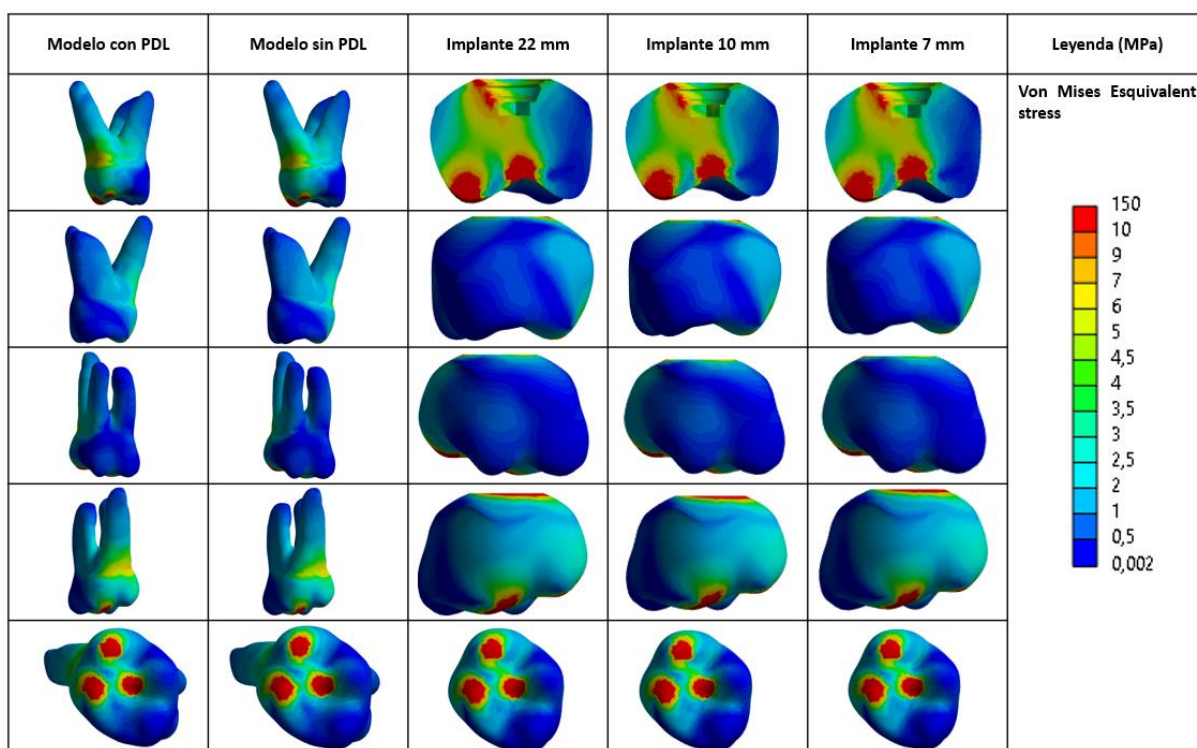


Tabla 3 Distribución de tensiones en dientes y coronas

Según las distribuciones de tensiones observadas se puede concluir que los patrones de distribución del estrés mecánico entre el modelo de diente con y sin ligamento periodontal son muy similares, no habiendo grandes diferencias entre uno y otro. Se puede observar, como la ausencia de ligamento periodontal no produce mayor tensión en el diente, ni diferencias en la distribución de las mismas.

Por otra parte, los patrones de distribución de estrés mecánico entre las coronas de los implantes son muy similares, casi idénticos, tiene lógica ya que todas las geometrías de las coronas son idénticas y los puntos de aplicación de cargas también son los mismos.

Todas las coronas son idénticas debido a que la parte superior de los implantes es siempre la misma, lo que cambia es la longitud de los mismos.

8.2 Interpretación de resultados en pulpa

En la siguiente tabla se muestra gráficamente mediante imágenes las distintas distribuciones de tensiones en la pulpa de los modelos analizados.

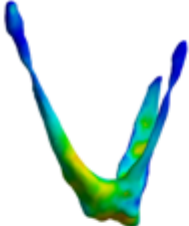
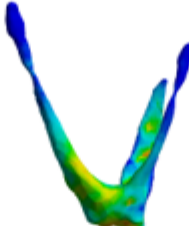

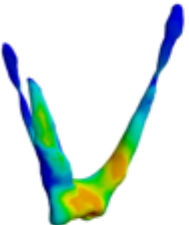
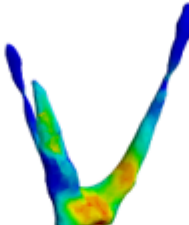
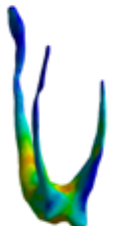
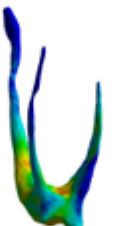
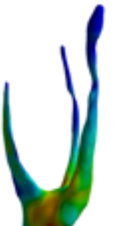

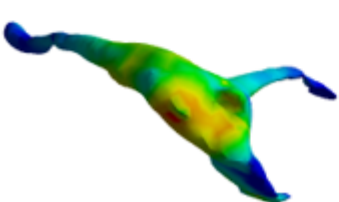
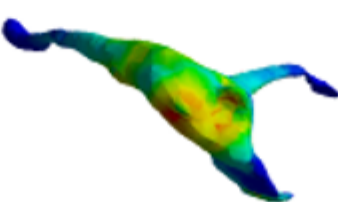
Modelo con PDL	Modelo sin PDL	Leyenda (MPa)
		<p data-bbox="1038 472 1377 544">Von Mises Esquivalent stress</p>  <p data-bbox="1193 869 1267 1205"> 0,0015 0,001 0,0008 0,0007 0,0006 0,0005 0,0004 0,0003 0,0002 6e-5 </p>
		
		
		
		

Tabla 4 Distribución de tensiones en pulpa

Según las distribuciones de tensiones observadas se puede concluir que la pulpa, independientemente de la condición del ligamento periodontal, soporta tensiones mecánicas marginales, ya que se encuentra protegida por la dentina.

Lo cual explica el hecho de que la vitalidad pulpar no se ve comprometida por la fuerza masticatoria en dientes anquilosados.

8.3 Interpretación de resultados en ligamento periodontal

En la siguiente tabla se muestra gráficamente mediante imágenes las distintas distribuciones de tensiones en el ligamento periodontal de los modelos analizados.


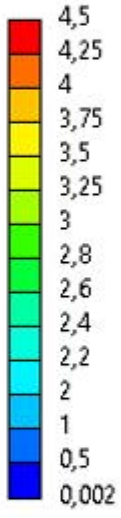

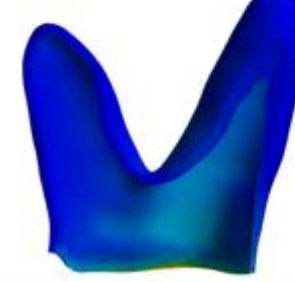
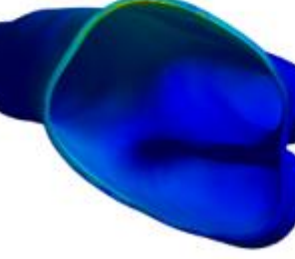
Modelo con PDL	Leyenda (MPa)
	<p data-bbox="853 504 1189 571">Von Mises Equivalent stress</p> 
	
	
	

Tabla 5 Distribución de tensiones en PDL

Según las distribuciones de tensiones observadas se puede concluir que el ligamento periodontal es capaz de distribuir la tensión mecánica a lo largo de su extensión. Solo existe una pequeña área de mayor estrés a nivel cervical.

8.4 Interpretación de resultados en hueso

En la siguiente tabla se muestra gráficamente mediante imágenes las distintas distribuciones de tensiones en el hueso de los modelos analizados.

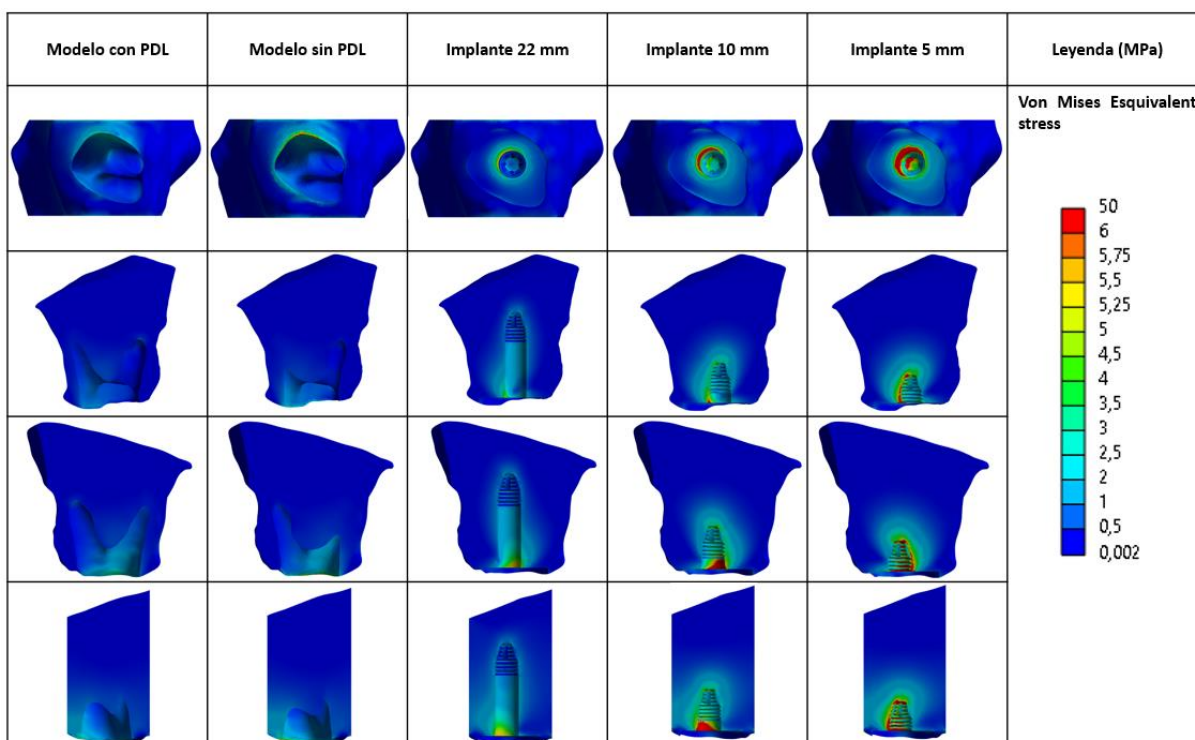


Tabla 6 Distribución de tensiones en hueso maxilar

Según las distribuciones de tensiones observadas se puede concluir que la ausencia de ligamento periodontal produce algunos cambios, en la distribución de la tensión mecánica a nivel del hueso. En tanto, el implante de 22 mm presenta la mejor distribución de la tensión mecánica en el hueso.

Se puede apreciar la existencia de zonas de peak stress a nivel cervical en el modelo sin PDL. Son zonas pequeñas, pero que eventualmente podrían tener un carácter significativo si se aumenta la fuerza aplicada, por ejemplo, en casos de bruxismo o trauma. Una concentración de estrés mecánico en una zona determinada podría eventualmente aumentar el riesgo de fractura ósea en esa zona específica.

8.5 Interpretación de resultados en implantes

En la siguiente tabla se muestra gráficamente mediante imágenes las distintas distribuciones de tensiones en los implantes de los modelos analizados.

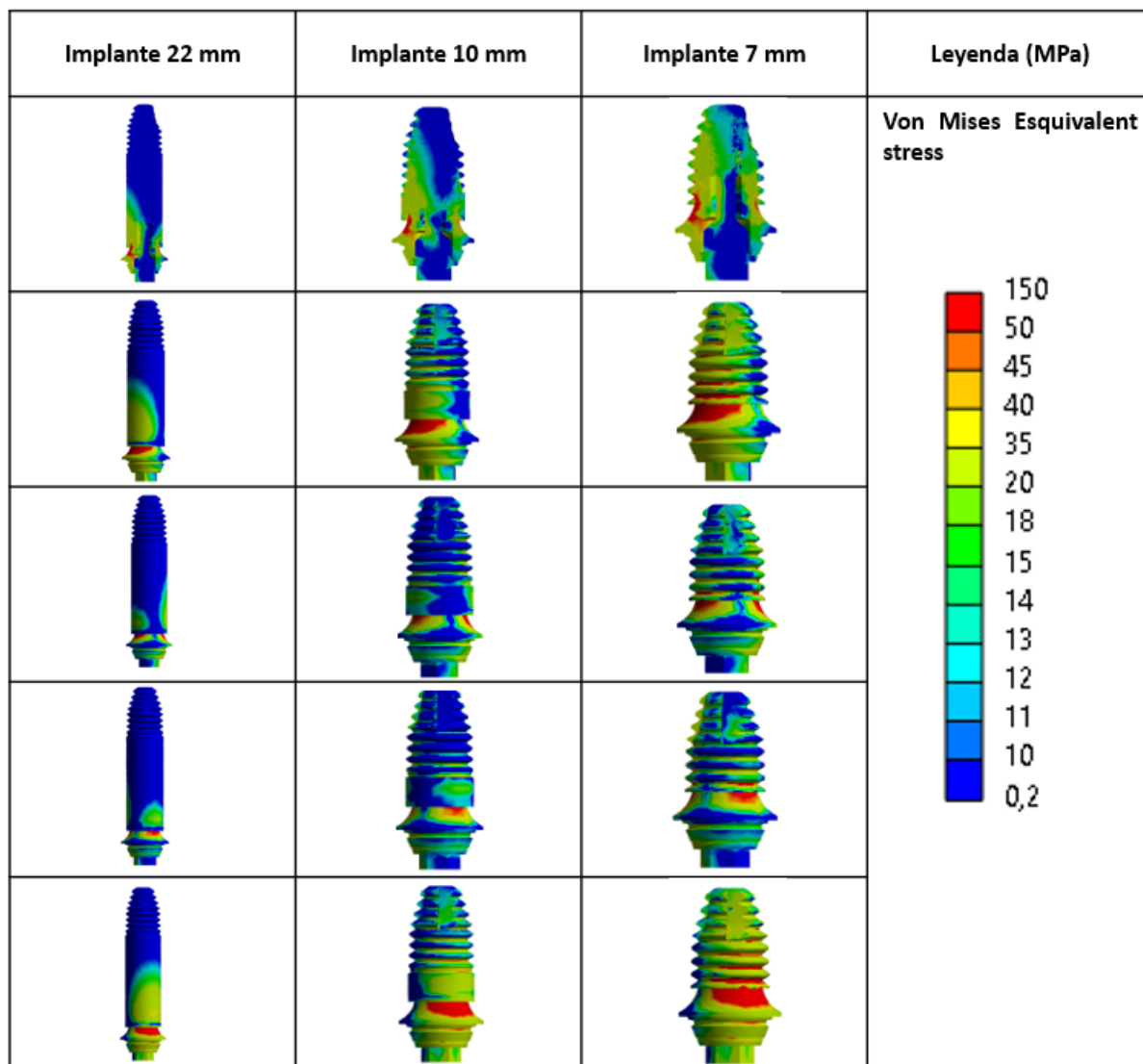


Tabla 7 Distribución de tensiones en implantes

Según las distribuciones de tensiones observadas se puede concluir que el implante de 22 mm presenta la mejor distribución de la tensión mecánica. En todos los casos la zona de máximas tensiones se sitúa entre el pilar y el implante en la zona superior de los implantes, por lo que un posible fallo crítico afectaría de la misma forma a los tres implantes. Si bien es cierto que los implantes de mayor longitud como es el caso del implante de 22 mm las zonas inferiores del implante presentan menos tensión transmitida al hueso lo que computa un mejor anclaje al mismo, para los implantes más cortos estas zonas tensionadas se transmiten a lo largo de todo el implante, lo que podría afectar su funcionalidad.

A modo de resumen de los anteriores puntos, podríamos decir que no se observan grandes diferencias en cuanto a la distribución de la tensión mecánica entre unos modelos y otros, muy posiblemente por la gran similitud de los mismos.

En los modelos en los que aparecen los implantes se observa una mayor concentración de tensiones en la zona de contacto entre el implante y el hueso, mientras que en los modelos

con el diente ya sea con o sin el ligamento periodontal, se observa una menor concentración de tensiones alrededor de la zona de contacto entre el diente o ligamento y el hueso, lo cual puede ser debido a la mayor área de contacto entre la raíz del diente y el hueso que propicia una mejor distribución de las tensiones que como se observa entre el implante y el hueso cuya área de contacto es inferior.

Los modelos con implantes de mayor longitud como es el caso del modelo con el implante de 22 mm presentan una mejor distribución de tensiones, tanto en la zona del implante como en el hueso en el que se encuentra encastado, por lo que en pacientes que tengan disponibilidad de hueso suficiente, sería preferible desde el punto de vista biomecánico colocar un implante de 22 mm en lugar de un implante de 7 mm.

9 Normas y referencias

A continuación, se expone una relación de los documentos citados en el trabajo.

9.1 Disposiciones legales y normas

Normas:

UNE 157001 Criterios generales para la elaboración formal de los documentos que constituyen un proyecto técnico.

9.2 Programas de cálculo

ANSYS 2019 R3

9.3 Plan de gestión de la calidad aplicado

No es de aplicación en este trabajo.

9.4 Bibliografía

[1] El método de los elementos finitos.

Autor:

O.C. Zienkiewicz

9.5 Otras referencias

[1] Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber.

Autores:

Kaoru Kohyama, Eiko Hatakeyama, Tomoko Sasaki, Haruka Dan, Teruaki Azuma, Keishiro Karita.

www.sciencedirect.com

[2] Prevalence and Manifestations of Dental Ankylosis in Primary Molars Using Panoramic X-rays: A Cross-Sectional Study

Autores:

Daniela E. J. sian, Cristina Ioana Bica, Oana Elena Stoica, Timea Dako, Alexandru Vlasa, Eugen Silviu Bud, Denisa Salcudean and Liana Beresescu.

[3] Survival rates of short dental implants (≤ 6 mm) compared with implants longer than 6 mm in posterior jaw areas: A meta-analysis

Autores:

Panos Papaspyridakos, Andre De Souza¹, Konstantinos Vazouras, Hadi Gholami, Sarah Pagni, Hans-Peter Weber.

[4] Survival rates of ultra-short (< 6 mm) compared with short locking-taper implants supporting single crowns in posterior areas: A 5-year retrospective study

Autores:

Giorgio Lombardo, Annarita Signoriello, Mauro Marincola, Pietro Liboni, Estevam A. Bonfante, Pier F. Nocini

[5] Short Dental Implants (≤ 8.5 mm) versus Standard Dental Implants (≥ 10 mm): A One-Year Post-Loading Prospective Observational Study

Autores:

Guillermo Pardo-Zamora, Antonio José Ortiz-Ruíz, Fabio Camacho-Alonso, José Francisco Martínez-Marco, Juan Manuel Molina-González, Núria Piqué-Clusella y Ascensión Vicente-Hernández.

- [6] Biomechanical performance of an immature maxillary central incisor after revitalization: a finite element analysis

Autores:

C. Bucchi, J. Marcé Nogué, K. M. Galler y M. Widbiller

- [7] Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament

Autores:

Lihe Qian, Mitsugu Todo, Yasuyuki Morita, Yasuyuki Matsushita, Kiyoshi Koyano

- [8] Unravelling the Functional Biomechanics of Dental Features and Tooth Wear

Autores:

Stefano Benazzi, Huynh Nhu Nguyen, Ottmar Kullmer, Jean-Jacques Hublin

- [9] Biomechanical investigation into the role of the periodontal ligament in optimising orthodontic force: a finite element case study

Autores:

Zhipeng Liao, Junning Chen, Wei Li, M. Ali Darendeliler, Michael Swain, Qing Li

- [10] Influence of Dentoalveolar Ankylosis on the Biomechanical Response of a Single-rooted Tooth and Surrounding Alveolar Bone: A 3-dimensional Finite Element Analysis

Autores:

Youngjune Jang, Hyoung-Taek Hong, Heoung-Jae Chun y Byoung-Duck Roh

- [11] Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber

Autores:

Kaoru Kohyama, Eiko Hatakeyama, Tomoko Sasaki, Haruka Dan, Teruaki Azuma y Keishiro Karita

- [12] Principles of biomechanics in oral implantology

Avram Manea, Simion Bran, Cristian Dinu, Horatiu Rotaru, Ioan Barbur, Bogdan Crisan, Gabriel Armencea, Florin Onisor, Madalina Lazar, Daniel Ostas, Mihaela Baciut, Sergiu Vacaras, Ileana Mitre, Liana Crisan, Ovidiu Muresan, Rares Roman y Grigore Baciut.

- [13] One step further in biomechanical models in palaeontology: a nonlinear finite element analysis review

Jordi Marcé - Nogué

10 Definiciones y abreviaturas

PDL Ligamento periodontal

TFM Trabajo final de master

FEM Finite Element Method (Método de Elementos Finitos)

FEA Finite Element Analysis (Análisis por Elementos Finitos)

11Anexos

11.1 Documentación inicial

SOLID187

3D 10-Node Tetrahedral Structural Solid

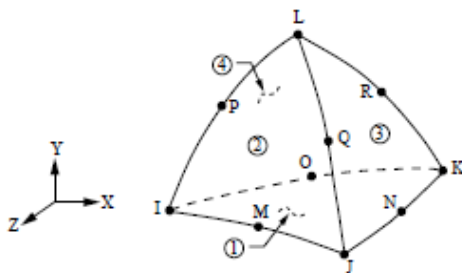
[Valid Products: Pro | Premium | Enterprise | PrepPost | Solver | AS add-on](#)
[Product Restrictions](#)

SOLID187 Element Description

SOLID187 element is a high-order 3D, 10-node element. The element has a quadratic displacement behavior and is well suited to modeling irregular meshes (such as those produced from various CAD/CAM systems).

The element is defined by 10 nodes having three degrees of freedom at each node: translations in the nodal x, y, and z directions. The element has plasticity, hyperelasticity, creep, stress stiffening, large deflection, and large strain capabilities. It also has mixed formulation capability for simulating deformations of nearly incompressible elastoplastic materials, and fully incompressible hyperelastic materials. See [SOLID187](#) in the [Mechanical APDL Theory Reference](#) for more details about this element.

Figure 187.1: SOLID187 Geometry



SOLID187 Input Data

The geometry, node locations, and the coordinate system for this element are shown in [Figure 187.1: SOLID187 Geometry](#).

In addition to the nodes, the element input data includes the orthotropic or anisotropic material properties. Orthotropic and anisotropic material directions correspond to the element coordinate directions. The element coordinate system orientation is as described in the [Material Reference](#).

Element loads are described in [Element Loading](#). Pressures may be input as surface loads on the element faces as shown by the circled numbers on [Figure 187.1: SOLID187 Geometry](#). Positive pressures act into the element. Temperatures may be input as element body loads at the nodes. The node I temperature $T(I)$ defaults to TUNIF. If all other temperatures are unspecified, they default to $T(I)$. If all corner node temperatures are specified, each midside node temperature defaults to the average temperature of its adjacent corner nodes. For any other input temperature pattern, unspecified temperatures default to TUNIF.

As described in [Coordinate Systems](#), you can use [ESYS](#) to orient the material properties and strain/stress output. Use [RSYS](#) to choose output that follows the material coordinate system or the global coordinate system.

KEYOPT(6) = 1 or 2 sets the element for using mixed formulation. For details on the use of mixed formulation, see .

KEYOPT(15) = 1 sets the element for perfectly matched layers (PML). For more information, see [Perfectly Matched Layers \(PML\) in Elastic Media in the Theory Reference](#).

KEYOPT(16) = 1 activates steady-state analysis (defined via [SSTATE](#)). For more information, see [Steady-State Rolling in the Theory Reference](#). For a steady-state analysis, elements must be numbered as shown in [Figure 187.1: SOLID187 Geometry](#).

For extra surface output, KEYOPT(17) = 4 activates surface solution for faces with nonzero pressure. For more information, see [Surface Solution in the Element Reference](#).

You can apply an initial stress state to this element ([INISTATE](#)). For more information, see [Initial State Loading in the Basic Analysis Guide](#).

The effects of pressure load stiffness are automatically included for this element. If an unsymmetric matrix is needed for pressure load stiffness effects, use [NROPT,UNSYM](#).

The next table summarizes the element input. [Element Input](#) gives a general description of element input.

SOLID187 Input Summary

Nodes

I, J, K, L, M, N, O, P, Q, R

Degrees of Freedom

UX, UY, UZ

Real Constants

None

Material Properties

TB command: See [Element Support for Material Models](#) for this element.

MP command: EX, EY, EZ, ALPX, ALPY, ALPZ (or CTEX, CTEY, CTEZ or THSX, THSY, THSZ), PRXY, PRYZ, PRXZ (or NUXY, NUYZ, NUXZ), DENS, GXY, GYZ, GXZ, ALPD, BETD, DMPR, DMPS

Surface Loads

Pressures --

face 1 (I-I-K), face 2 (I-J-L), face 3 (J-K-L), face 4 (K-I-L)

To define general surface loads (or surface tractions) on the faces, issue [SFCONTROL](#).

Equivalent source surface flag --

MXWF (input on the [SF](#) command)

Body Loads

Temperatures --

T(I), T(J), T(K), T(L), T(M), T(N), T(O), T(P), T(Q), T(R)

Body force densities --

The element values in the global X, Y, and Z directions. For analyses supporting complex loading, imaginary X, Y, and Z values are supported (see the [BFE](#) command for details).

Special Features

[Birth and death](#)

[Coriolis effect](#)

[Element technology autoselect](#)

[Fracture parameter calculation](#)

[Inverse solving](#)

[Large deflection](#)

[Large strain](#)

[Linear perturbation](#)

[Material force evaluation](#)

[Nonlinear adaptivity](#)

[Nonlinear stabilization](#)

[Rezoning](#)

[Steady state](#)

[Stress stiffening](#)

KEYOPT(6)

Element formulation:

0 --

Use pure displacement formulation (default)

1 --

Use mixed u-P formulation, hydrostatic pressure is constant in an element (recommended for hyperelastic materials)

2 --

Use mixed u-P formulation, hydrostatic pressure is interpolated linearly in an element (recommended for nearly incompressible elastoplastic materials)

KEYOPT(15)

PML absorbing condition:

0 --

Do not include PML absorbing condition (default)

1 --

Include PML absorbing condition

KEYOPT(16)

Steady-state analysis flag:

0 --

Steady-state analysis disabled (default)

1 --

Enable steady-state analysis

KEYOPT(17)

Extra surface output:

0 --

Basic element solution (default)

4 --

Surface solution for faces with nonzero pressure

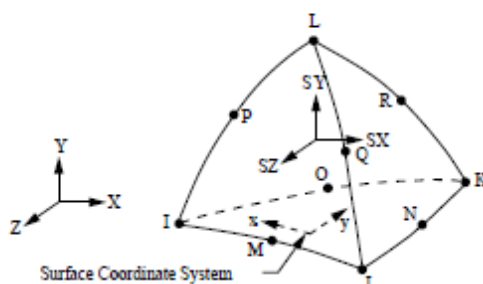
SOLID187 Output Data

The solution output associated with the element is in two forms:

- Nodal displacements included in the overall nodal solution
- Additional element output as shown in [Table 187.1: SOLID187 Element Output Definitions](#)

Several items are illustrated in [Figure 187.2: SOLID187 Stress Output](#). The element stress directions are parallel to the element coordinate system. A general description of solution output is given in [The Item and Sequence Number Table](#). See the [Basic Analysis Guide](#) for ways to view results.

Figure 187.2: SOLID187 Stress Output



The Element Output Definitions table uses the following notation:

A colon (:) in the Name column indicates that the item can be accessed by the Component Name method (ETABLE, ESOL). The O column indicates the availability of the items in the file `jobname.out`. The R column indicates the availability of the items in the results file.

In either the O or R columns, "Y" indicates that the item is *always* available, a letter or number refers to a table footnote that describes when the item is *conditionally* available, and "-" indicates that the item is *not* available.

Table 187.1: SOLID187 Element Output Definitions

Name	Definition	O	R
EL	Element Number	-	Y
NODES	Nodes - I, J, K, L	-	Y
MAT	Material number	-	Y
VOLU:	Volume	-	Y
XC, YC, ZC	Location where results are reported	Y	<u>3</u>
PRES	Pressures P1 at nodes J, I, K; P2 at I, J, L; P3 at J, K, L; P4 at K, I, L	-	Y
TEMP	Temperatures T(I), T(J), T(K), T(L)	-	Y
S:X, Y, Z, XY, YZ, XZ	Stresses	Y	Y
S:1, 2, 3	Principal stresses	-	Y
S:INT	Stress intensity	-	Y
S:EQV	Equivalent stress	-	Y
EPEL:X, Y, Z, XY, YZ, XZ	Elastic strains	Y	Y
EPEL:EQV	Equivalent elastic strains [<u>6</u>]	-	Y
EPTH:X, Y, Z, XY, YZ, XZ	Thermal strains	<u>1</u>	<u>1</u>
EPTH:EQV	Equivalent thermal strains [<u>6</u>]	<u>1</u>	<u>1</u>
EPPL:X, Y, Z, XY, YZ, XZ	Plastic strains [<u>7</u>]	<u>1</u>	<u>1</u>
EPPL:EQV	Equivalent plastic strains [<u>6</u>]	<u>1</u>	<u>1</u>

Name	Definition	O	R
EPCR:X, Y, Z, XY, YZ, XZ	Creep strains	<u>1</u>	<u>1</u>
EPCR:EQV	Equivalent creep strains [6]	<u>1</u>	<u>1</u>
EPTO:X, Y, Z, XY, YZ, XZ	Total mechanical strains (EPEL + EPPL + EPCR)	Y	-
EPTO:EQV	Total equivalent mechanical strains (EPEL + EPPL + EPCR)	Y	-
NL:SEPL	Plastic yield stress	<u>1</u>	<u>1</u>
NL:EPEQ	Accumulated equivalent plastic strain	<u>1</u>	<u>1</u>
NL:CREQ	Accumulated equivalent creep strain	<u>1</u>	<u>1</u>
NL:SRAT	Plastic yielding (1 = actively yielding, 0 = not yielding)	<u>1</u>	<u>1</u>
NL:HPRES	Hydrostatic pressure	<u>1</u>	<u>1</u>
SEND: ELASTIC, PLASTIC, CREEP, ENTO	Strain energy density	-	<u>1</u>
LOCI:X, Y, Z	Integration point locations	-	<u>4</u>
SVAR:1, 2, ..., N	State variables	-	<u>5</u>
YSIDX:TENS,SHEA	Yield surface activity status for Mohr-Coloumb, soil, concrete, and joint rock material models: 1 for yielded and 0 for not yielded.	-	Y
FPIDX: TF01,SF01, TF02,SF02, TF03,SF03, TF04,SF04	Failure plane surface activity status for concrete and joint rock material models: 1 for yielded and 0 for not yielded. Tension and shear failure status are available for all four sets of failure planes.	-	Y

1. Nonlinear solution, output only if the element has a nonlinear material, or if large-deflection effects are enabled (NLGEOM,ON) for SEND.
2. Output only if element has a thermal load
3. Available only at centroid as a *GET item.

4. Available only if **OUTRES, LOCI** is used.
5. Available only if the **UserMat** subroutine and **TB, STATE** command are used.
6. The equivalent strains use an effective Poisson's ratio: for elastic and thermal this value is set by the user (**MP, PRXY**); for plastic and creep this value is set at 0.5.
7. For the shape memory alloy material model, transformation strains are reported as plasticity strain EPPL.

Table 187.2: SOLID187 Item and Sequence Numbers lists output available through **ETABLE** using the Sequence Number method. See **The General Postprocessor (POST1)** in the *Basic Analysis Guide* and **The Item and Sequence Number Table** in this reference for more information. The following notation is used in

Table 187.2: SOLID187 Item and Sequence Numbers:

Name

output quantity as defined in **Table 187.1: SOLID187 Element Output Definitions**

Item

predetermined Item label for **ETABLE** command

I,J,...,R

sequence number for data at nodes I, J, ..., R

Table 187.2: SOLID187 Item and Sequence Numbers

Output Quantity Name	ETABLE and ESOL Command Input					
	Item	I	J	K	L	M,...,R
P1	SMISC	2	1	3	-	-
P2	SMISC	4	5	-	6	-
P3	SMISC	-	7	8	9	-
P4	SMISC	11	-	10	12	-

See **Surface Solution** for the item and sequence numbers for surface output (**KEYOPT(17) = 4**) for the **ETABLE** command

SOLID187 Assumptions and Restrictions

- The element must not have a zero volume.
- Elements may be numbered either as shown in **Figure 187.1: SOLID187 Geometry**, or may have node L below the I, J, K plane (except when **KEYOPT(16) = 1**).

- For a steady-state analysis (KEYOPT(16) = 1), elements must be numbered as shown in [Figure 187.1: SOLID187 Geometry](#).
 - An edge with a removed midside node implies that the displacement varies linearly, rather than parabolically, along that edge. See [Quadratic Elements \(Midside Nodes\)](#) in the [Modeling and Meshing Guide](#) for information about using midside nodes.
 - When mixed formulation is used (KEYOPT(6) = 1 or 2), no midside node drop-off is recommended.
 - If you use the mixed formulation (KEYOPT(6) = 1 or 2), the damped eigensolver is not supported. You must use the sparse solver (default).
 - Stress stiffening is always included in geometrically nonlinear analyses ([NLGEOM,ON](#)). Prestress effects can be activated by the [PSTRES](#) command.
-

SOLID187 Product Restrictions

When used in the product(s) listed below, the stated product-specific restrictions apply to this element in addition to the general assumptions and restrictions given in the previous section.

Ansys Mechanical Pro —

- Birth-and-death is not available.
- Fracture parameter calculation is not available.
- Initial state is not available.
- Material force evaluation is not available.
- Rezoning is not available.
- Nonlinear adaptivity is not available.
- Steady state is not available.

Ansys Mechanical Premium —

- Fracture parameter calculation is not available.
 - Material force evaluation is not available.
 - Rezoning is not available.
 - Nonlinear adaptivity is not available.
-

Contains proprietary and confidential information of ANSYS, Inc. and its subsidiaries and affiliates.

Release 2023 R2 - © ANSYS, Inc. All rights reserved.

11.2 Convergencia de las mallas

Con el fin de verificar la convergencia de los diferentes mallados que se han utilizado en cada uno de los modelos, se ha tomado el modelo de diente con anquilosis y se han realizado varios mallados con diferentes tamaños de elementos.

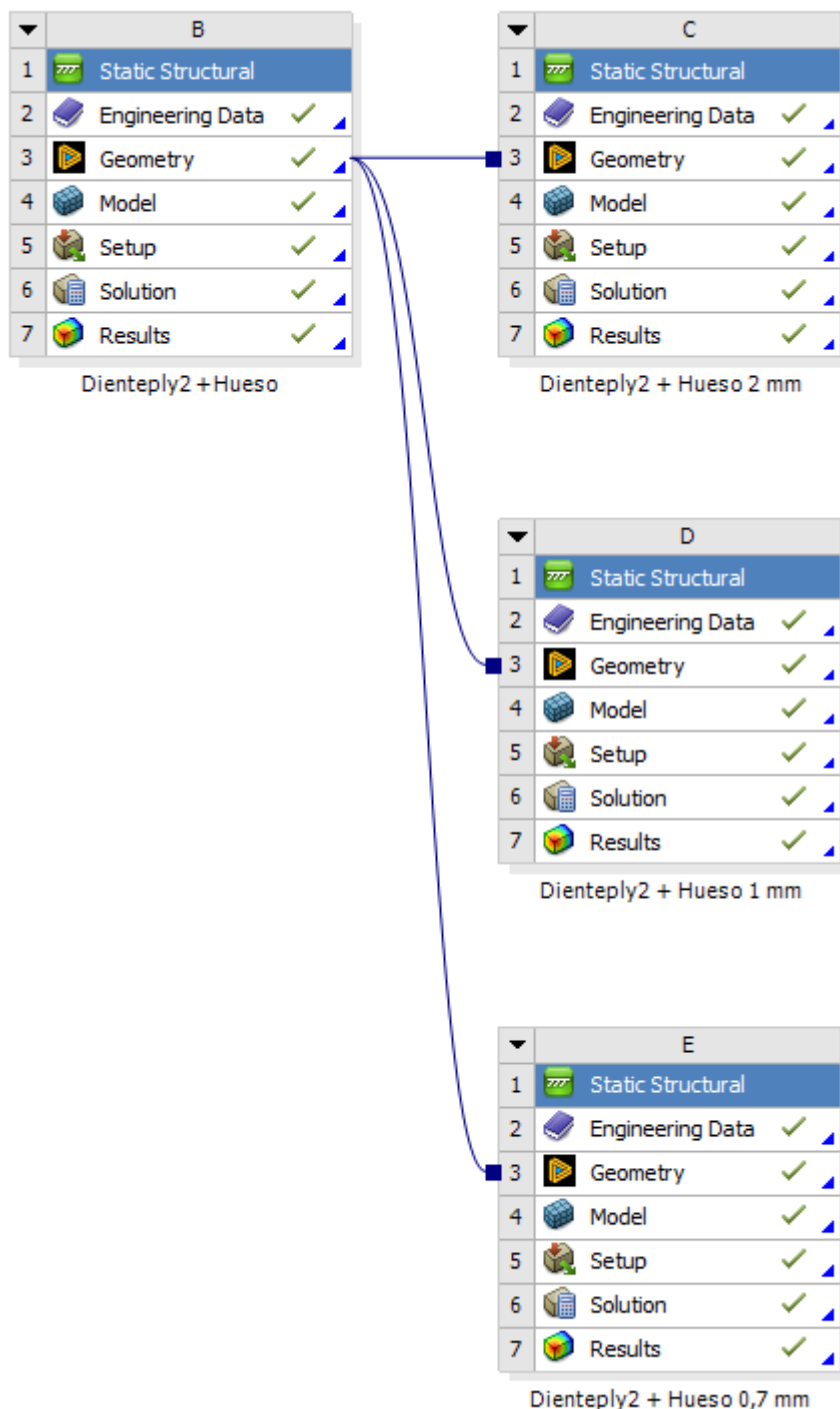
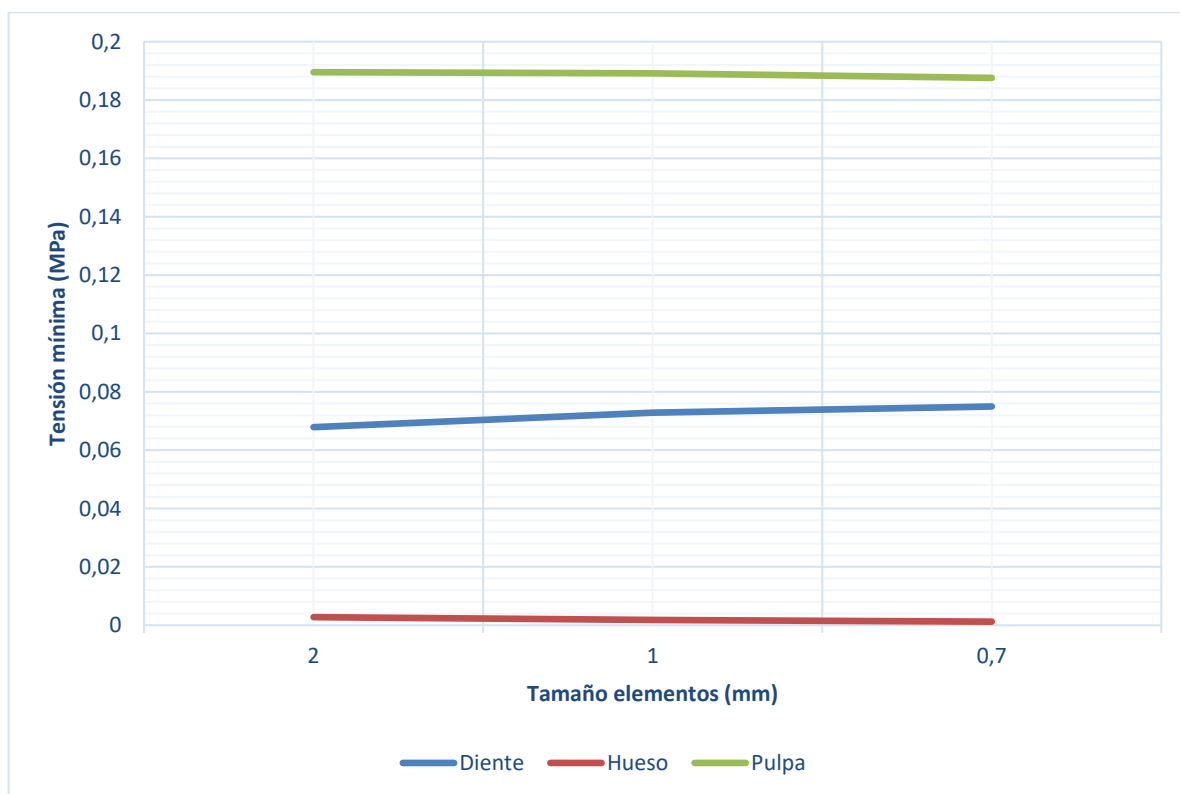
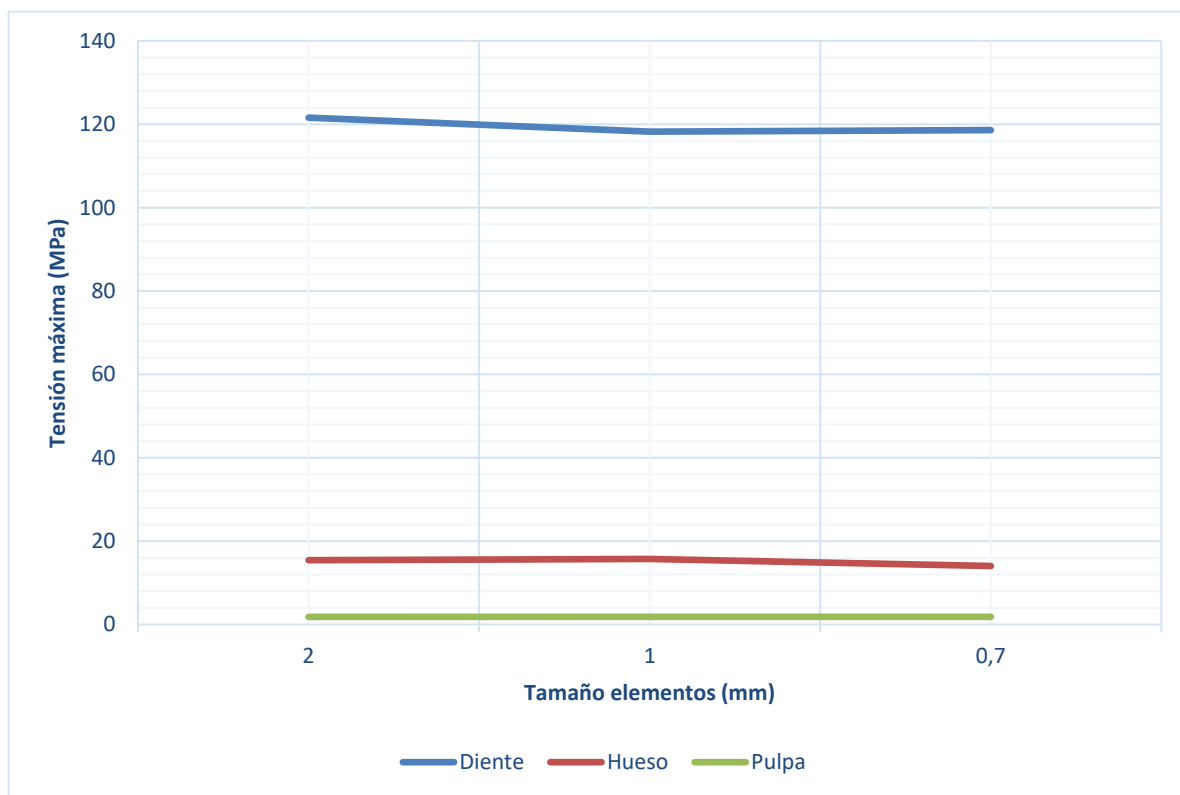


Fig. 113 Localización de los tres nuevos modelos realizados con misma geometría

Como se observa en la figura 89 se han realizado tres modelos nuevos que comparten la misma geometría, a los cuales se les ha aplicado un mallado de diferente tamaño para comprobar la convergencia de los mallados utilizados.

Analizados con el programa de elementos finitos los diferentes mallados del mismo modelo, se han creado las siguientes gráficas con los resultados tensionales, de tensión máxima y mínima para cada uno de los elementos que componen el modelo, en este caso el diente, la pulpa y el hueso.



Como se puede apreciar en las gráficas anteriores, se han realizado tres mallados para el mismo modelo cambiando únicamente el tamaño de los elementos, siendo este de 2 mm, 1 mm y 0,7 mm.

En las tablas 1, 2 y 3 se muestran los datos tensionales máximos y mínimos obtenidos en cada uno de los elementos del modelo tras su análisis.

Diente		
Tamaño elementos	Tensión máxima	Tensión mínima
2	121,6	0,067888
1	118,24	0,072841
0,7	118,62	0,074968

Tabla 8 Valores tensionales en diente

Hueso		
Tamaño elementos	Tensión máxima	Tensión mínima
2	121,6	0,067888
1	118,24	0,072841
0,7	118,62	0,074968

Tabla 9 Valores tensionales en diente

Pulpa		
Tamaño elementos	Tensión máxima	Tensión mínima
2	121,6	0,067888
1	118,24	0,072841
0,7	118,62	0,074968

Tabla 10 Valores tensionales en diente

11.3 Otros documentos

11.3.1 Catálogo 2022 NEODENT



Titamax GM[®]

CARACTERÍSTICAS DEL PRODUCTO:

Descripción de los implantes:

- Implante cilíndrico (paredes paralelas);
- Espiras en forma de V;
- Implante de doble espira;
- Ápice autorroscante;
- Conexión Grand Morse[®].

Indicaciones:

- Indicada para los tipos de hueso I y II o para zonas injertadas como, por ejemplo, un bloque óseo.

Características de fresado:

- La fresa piloto final es muy recomendable en los tipos de hueso I y II;
- El implante debe colocarse 1 o 2 mm por debajo del nivel óseo;
- Implante autorroscante que no requiere el uso de macho de rosca ni de fresa de contorno;
- Velocidad de fresado: 800-1200 rpm;
- Velocidad de inserción del implante: 30 rpm;
- Torque máximo de colocación del implante: 60 N.cm.

Disponible con:

NeoPoros 



Secuencia de perforación

	Iniciel	Ø2.0	Ø2/3	Ø2.8	Ø3.0	Ø3.5	Ø3.3	Ø3.75	Ø4.0	Ø3.8	Ø4.3	Ø5.0
	103.170	103.182	103.213	103.183	103.184	103.513	103.186	103.514	103.515	103.187	103.188	103.517
Ø 3.5 mm	✓	✓		✓		✓						
Ø 3.75 mm	✓	✓	✓		✓			✓				
Ø 4.0 mm	✓	✓	✓		✓		✓		✓			
Ø 5.0 mm	✓	✓	✓		✓			✓		✓	✓	✓

Tipo de hueso I y II

Implantes Titamax GM®

		7.0 mm	8.0 mm	9.0 mm	11.0 mm	13.0 mm	15.0 mm	17.0 mm
Ø 3.5	Acqua	140.906	140.907	140.908	140.909	140.910	140.911	140.912
	NedPorca	109.906	109.907	109.908	109.909	109.910	109.911	109.912
Ø 3.75	Acqua	140.909	140.910	140.911	140.912	140.913	140.914	140.915
	NedPorca	109.909	109.910	109.911	109.912	109.913	109.914	109.915
Ø 4.0	Acqua	140.913	140.914	140.915	140.916	140.917	140.918	140.919
	NedPorca	109.913	109.914	109.915	109.916	109.917	109.918	109.919
Ø 5.0	Acqua	140.920	140.921	140.922	140.923	140.924		
	NedPorca	109.920	109.921	109.922	109.923	109.924		

Tornillo de cierre GM

	0 mm	2 mm
	117.021	117.022

Utilice el destornillador manual Neo (D.04.090)
No sobrepase el torque de inserción de 10 N.cm.

Cicatrizador GM

	Ø 3.3	0.8 mm	1.5 mm	2.5 mm	3.5 mm	4.5 mm	5.5 mm
Ø 3.3		106.207	106.208	106.209	106.210	106.211	106.212
Ø 4.5		106.213	106.214	106.215	106.216	106.217	106.218
Ø 5.5			106.250	106.251	106.252	106.253	
Ø 6.5			106.254	106.255	106.256	106.257	

Utilice el destornillador manual Neo (D.04.090); No sobrepase el torque de inserción de 10 N.cm.

Cicatrizadores personalizables GM

	Perfil	1.5 mm	2.5 mm	3.5 mm	4.5 mm	5.5 mm	6.5 mm
Ø 5.5		106.223	106.224	106.225	106.226	106.227	
Ø 7.0			106.228	106.229	106.230	106.231	106.232

Pilar GM

Prótesis atornillada unitaria

Ø 4.8 mm

Recomendado para la región posterior.

Considere 1.5-2.0 mm adicionales para el material de restauración;

Espacio interoclusal al mínimo de 4.9 mm desde el nivel de la mucosa;

Con rosca interna para un acoplamiento seguro del tornillo;

Exact;

Tornillo extraíble Neo.

- Secuencia de instalación

0.8 mm	1.5 mm	2.5 mm	Pilar GM Exact con tornillo extraíble Neo
115.286	115.270	115.271	
3.5 mm	4.5 mm	5.5 mm	
115.272	115.273	115.274	

Intraoral

Escaneo de modelo

Convencional

- Llaves

1

Conexión torque Neo

+

Carraca

2

Conexión torque Neo

+

Llave digital para Conexión Torque

- Accesorios

Tornillo del pilar para reemplazo

	115.290 Tornillo Neo GM (corta) - para pilares con GH 0.8
	115.291 Tornillo Neo GM - para pilares con GH 1.5-2.5
	115.292 Tornillo Neo GM (largo) - para pilares con GH 3.5-5.5

Protector para pulido de Mini pilar cónico

129.008

Tornillo del cilindro de reemplazo

118.288 Titanio

118.287 Neo torque*

*Aplicación de una fina película de recubrimiento de carbono que ofrece un coeficiente de fricción más bajo, dando como resultado un acople previsible.

Micro pilar GM



Prótesis atornillada unitaria



Prótesis múltiple atornillada



Ø 3.5 mm

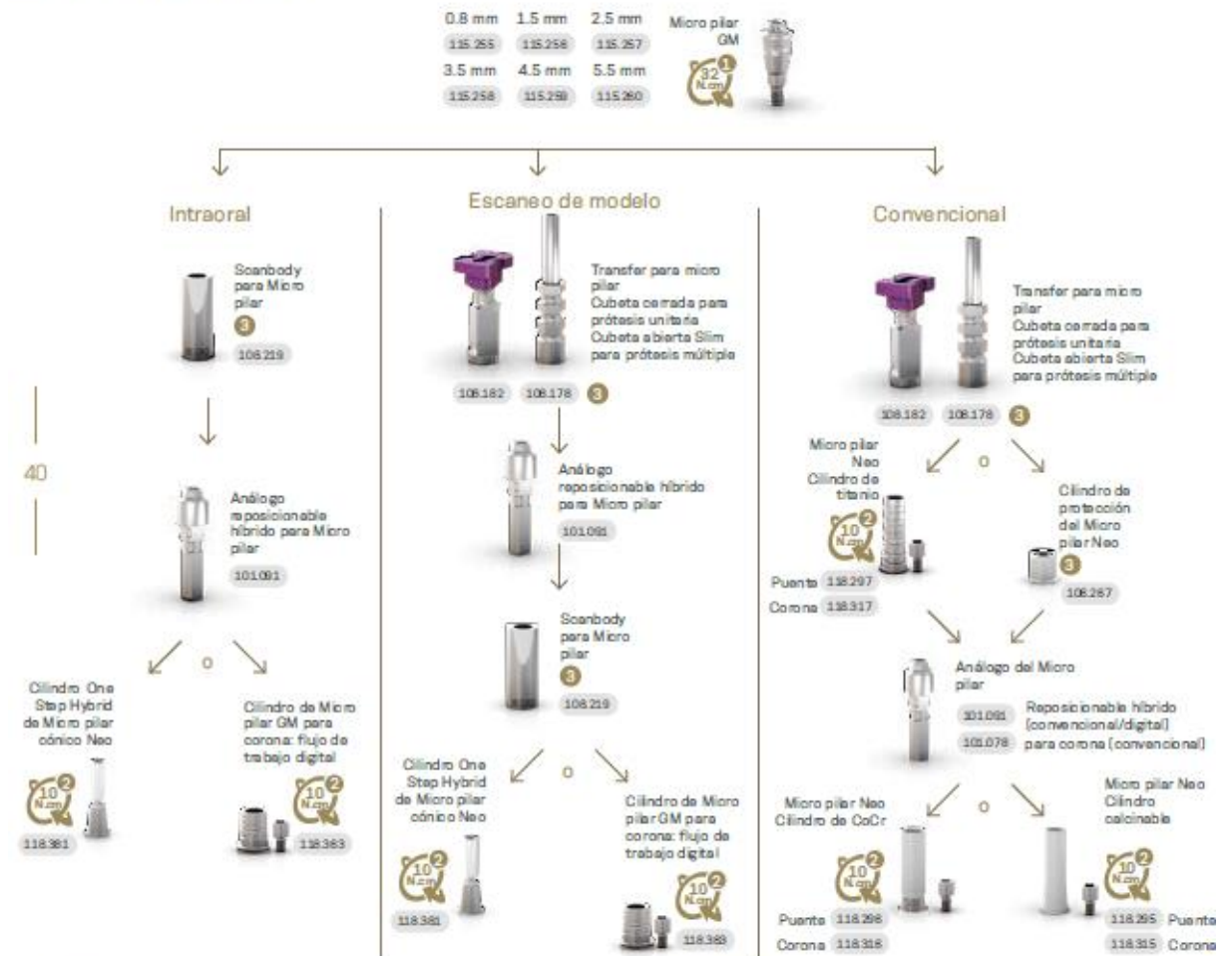
Considere 1.5-2.0 mm adicionales para el material de restauración;

Espacio interoclusal mínimo de 3.5 mm desde el nivel de la mucosa.



Recomendado para espacios limitados y espacios interdentales reducidos.

— Secuencia de instalación



— Llaves



— Accesorios



*Aplicación de una fina película de nitrato de carbono que ofrece un coeficiente de fricción más bajo, dando como resultado una carga previsible mayor.

Pilar Universal GM

Prótesis cementada unitaria

Ø 3.3/4.5 mm

Área cementable: 4.0 o 6.0 mm;

Retención con sistema Click para cilindros provisionales;

Con rosca interna para un acoplamiento seguro del tornillo;

Exact;

Tornillo extraíble Neo.

— Secuencia de instalación

Click GM Exact
Pilar Universal con tornillo extraíble

Ø 3.3	114826	114807	114826	114829	114830	114831	
4 mm	Ø 4.5	114836	114839	114840	114841	114842	114843
6 mm	Ø 3.3	114832	114833	114834	114835	114836	114837
Ø 4.5	114844	114845	114846	114847	114848	114849	

Click GM Exact
Pilar Universal 17° con tornillo extraíble

Ø 3.3	114802	114803	114804	
4 mm	Ø 4.5	114808	114809	114810
6 mm	Ø 3.3	114805	114806	114807
Ø 4.5	114811	114812	114813	

Click GM Exact
Pilar Universal 30° con tornillo extraíble

Ø 3.3	114814	114815	114816	
4 mm	Ø 4.5	114820	114821	114822
6 mm	Ø 3.3	114817	114818	114819
Ø 4.5	114823	114824	114825	

Intraoral

4

6

Pilar Universal Scanbody intraoral

4 mm	Ø 3.3	106143	6 mm	Ø 3.3	106144
4 mm	Ø 4.5	106145	6 mm	Ø 4.5	106146

Análogo reposicionable híbrido para pilar Universal

4 mm	Ø 3.3	101097	6 mm	Ø 3.3	101098
4 mm	Ø 4.5	101099	6 mm	Ø 4.5	101100

Corona fresada

Convencional

Pilar Universal Click Transfer

4 mm	Ø 3.3	106172	6 mm	Ø 3.3	106173
4 mm	Ø 4.5	106174	6 mm	Ø 4.5	106175

Pilar Universal Click Cilindro provisional

4 mm	Ø 3.3	118304	6 mm	Ø 3.3	118305
4 mm	Ø 4.5	118306	6 mm	Ø 4.5	118307

Análogo para pilar Universal

4 mm	Ø 3.3	101097	6 mm	Ø 3.3	101098	Reposicionable híbrido (convencional/digital)
4 mm	Ø 4.5	101099	6 mm	Ø 4.5	101100	
4 mm	Ø 3.3	101070	6 mm	Ø 3.3	101071	Click (convencional)
4 mm	Ø 4.5	101072	6 mm	Ø 4.5	101073	

Cilindro calcinable para pilar Universal

4 mm	Ø 3.3	118181	6 mm	Ø 3.3	118182
4 mm	Ø 4.5	118183	6 mm	Ø 4.5	118184


— Llaves




— Accesorios




Base de titanio GM



Prótesis atornilladas unitarias



Prótesis cementadas unitarias



Ø 3.5/4.5/
5.5/6.5 mm


Personalizable hasta 4 mm de altura;

Área cementable: 6.0 o 4.0 mm;

Con rosca interna para un acoplamiento seguro del tornillo;


Exact;

Tornillo extraíble Neo.




Sequencia de instalación

Intraoral




Scanbody intraoral para implante GM
108.207

↓



Análogo del implante GM
Ø 3.5/4.5 Ø 4.0/4.3 Ø 5.0/5.0
101.103 101.089 101.090
Reposicionable híbrido (convencional/digital)


Escaneo de modelo



Transfer Exact de cubeta cerrada y cubeta abierta para implante GM


Estándar 108.180 108.182
Larga 108.185 108.188

↓




Análogo del implante GM
Ø 3.5/3.75 Ø 4.0/4.3 Ø 5.0/5.0
101.103 101.089 101.090
Reposicionable híbrido (convencional/digital) para corona (convencional)

↓



Scanbody intraoral para implante GM
108.207


Convencional



Transfer Exact de cubeta cerrada y cubeta abierta para implante GM

Estándar 108.180 108.182
Larga 108.181 108.188

↓



Análogo del implante GM
Ø 3.5/3.75 Ø 4.0/4.3 Ø 5.0/5.0
101.103 101.089 101.090
Reposicionable híbrido (convencional/digital) para corona (convencional)

Base de titanio GM Exact con tornillo extraíble de 4 mm

	0.8 mm	1.5 mm	2.5 mm	3.5 mm	4.5 mm
Ø 3.5	135.355	135.358	135.367	135.368	135.369
Ø 4.5	135.367	135.368	135.369	135.370	135.371
Ø 5.5	135.379	135.380	135.381	135.382	135.383
Ø 6.5		135.391	135.392	135.393	135.394

Base de titanio GM Exact con tornillo extraíble de 6 mm

	0.8 mm	1.5 mm	2.5 mm	3.5 mm	4.5 mm
Ø 3.5	135.361	135.362	135.363	135.364	135.365
Ø 4.5	135.373	135.374	135.375	135.376	135.377
Ø 5.5	135.385	135.386	135.387	135.388	135.389
Ø 6.5		135.395	135.396	135.397	135.398

Base de titanio GM Exact con tornillo extraíble de 4 mm

	0.8 mm	1.5 mm	2.5 mm	3.5 mm	4.5 mm
Ø 3.5	135.355	135.358	135.357	135.358	135.359
Ø 4.5	135.367	135.368	135.369	135.370	135.371
Ø 5.5	135.379	135.380	135.381	135.382	135.383
Ø 6.5		135.391	135.392	135.393	135.394


Base de titanio GM Exact con tornillo extraíble de 6 mm

	0.8 mm	1.5 mm	2.5 mm	3.5 mm	4.5 mm
Ø 3.5	135.361	135.362	135.363	135.364	135.365
Ø 4.5	135.373	135.374	135.375	135.376	135.377
Ø 5.5	135.385	135.386	135.387	135.388	135.389
Ø 6.5		135.395	135.396	135.397	135.398


Cilindro calcinable para base de titanio GM

	Ø 3.5	Ø 4.5	Ø 5.5
4.0 mm	118.322	118.325	118.329
6.0 mm	118.323	118.327	118.342


Llaves




Conexión torque Neo



Carraca




Conexión torque Neo



Llave digital para Conexión Torque

Accesorios



Tornillo del pilar para reemplazo

118.290 Tornillo Neo GM (largo)

Base de titanio GM para puente



Prótesis múltiple atornillada



Prótesis múltiple cementada



Ø 3.5/4.5/5.5 mm

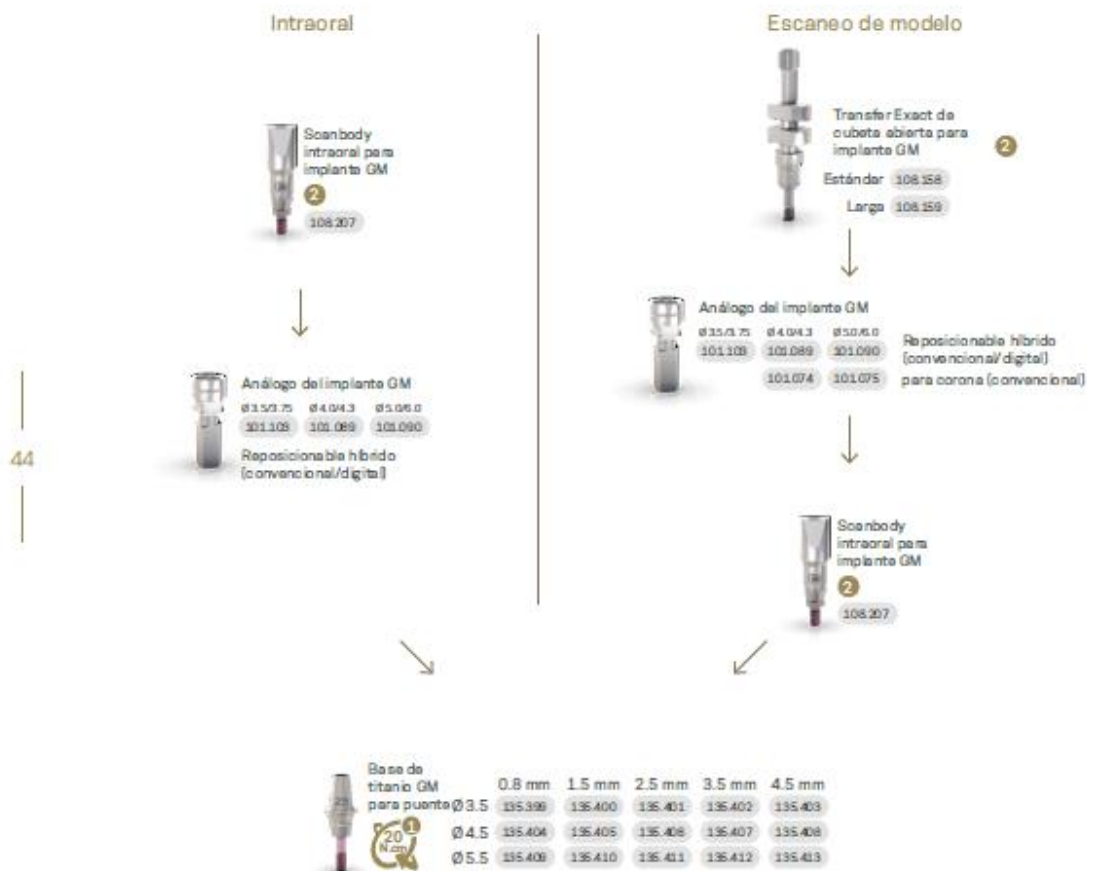
Área cementable:
4.0 mm para Ø 3.5
4.5 mm para Ø 4.5 y Ø 5.5.

Con rosca interna para un acoplamiento seguro del tornillo;

Tornillo extraíble Neo.



— Secuencia de instalación



— Llaves



— Accesorios



Base de titanio C para GM



Prótesis atornillada unitaria



Prótesis cementada unitaria



Ø 4.65 mm

Área cementable: 4.7 mm;

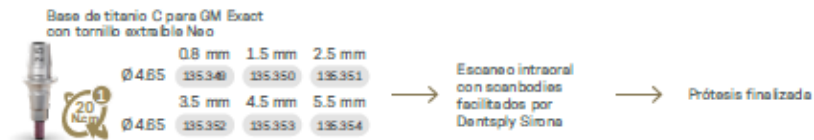
Con rosca interna para un acoplamiento seguro del tornillo;

Exact;

Tornillo extraíble Neo.




— Secuencia de instalación




— Flujo de trabajo

Paso 1
Selección y petición de alturas gingivales.




Seleccione la base de titanio C para altura gingival de GM Exact.

Paso 2
Escaneo intraoral.




Inserte la base de titanio C para GM Exact en el implante Neodent®.

Paso 3
Diseño y fresado.




Seleccione en el software CAD la Ti-base de tercetos comparable y realice el diseño digital.


Paso 4
Finalización y fijación.




• Compruebe el ajuste de la restauración fresada en la boca del paciente y adapte la, si fuera necesario.
• Cemente la restauración sobre la base de titanio C para GM Exact e insértela en la boca del paciente.



Solicite la base de titanio C para GM Exact.
Tenga en cuenta que el scanbody debe comprarse directamente al fabricante del componente.



Inserte el scanbody en la base de titanio C para GM Exact.



Fresa el diseño digital.

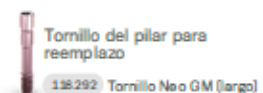
Compatibilidad de la biblioteca digital CEREC

Biblioteca	Productos de Simna			Compatible con el sistema de implante		
	Scanbody	REF scanbody Cerimax	REF scanbody Diucon/Intra	Bloque de pavimento	Fabricante del implante	Sistema de implante
NBS 3.4 L						
NB A 4.5 L						
SSO 3.5 L						
SBL 3.3 L	L	64 31329	6431303	iCode 2i para L	Neodent®	GM, CM, IE, iPlus
SBL 4.1 L						
BO 3.4 L						

— Llaves



— Accesorios



Helix GM[®] Long

CARACTERÍSTICAS DEL PRODUCTO:

Descripción de los implantes:

- Implante de cuerpo doblemente cónico;
- Contorno híbrido con una zona coronal cilíndrica y cónica en el área apical;
- Ápice activo que incluye una punta pequeña redondeada suave y estrias helicoidales;
- Diseño de espiras progresivas dinámicas: de espiras trapezoidales de compresión en la zona coronal a espiras autorroscantes en la zona apical;
- Implante de doble espira;
- Soporte integrado en el cuerpo del implante, que se adapta en el envase;
- Superficie Neoporos[®];
- Conexión Grand Morse[®].

Indicaciones:

- Indicada para instalación intraoral quirúrgica, en tipos de hueso III/IV para casos de edentulismo total o parcial y para prótesis múltiples.

Características de fresado:

- Para colocación infraósea se recomienda añadir entre 1 y 2 mm de longitud al implante durante la instrumentación quirúrgica;
- Velocidad de fresado: 500-800 rpm;
- Velocidad de inserción del implante: 30 rpm;
- Torque máximo de colocación del implante: 60 N.cm.

Disponible con:

NeoPoros



Secuencia de perforación

	Inicial	Ø 2.35	Ø 3.75	Ø 4.0
	103.453	103.452	103.482	103.464
Ø 3.75 mm	Opcional	✓	✓	
Ø 4.0 mm	Opcional	✓	✓	✓

Tipo de hueso II y IV

El procedimiento puede realizarse con cirugía guiada. Compruebe los instrumentos para obtener más información.

Implantes Helix [®]M[®] Long

	20.0 mm	22.5 mm	25.0 mm
Ø 3.75			
NeoPoros	109.1043	109.1044	109.1045
Ø 4.0			
NeoPoros	109.1046	109.1047	109.1048

81

Cicatrizador GM

	0.8 mm	1.5 mm	2.5 mm	3.5 mm	4.5 mm	5.5 mm
Ø 3.3	106.207	106.208	106.209	106.210	106.211	106.212
Ø 4.5	106.213	106.214	106.215	106.216	106.217	106.218
Ø 5.5	106.219	106.211	106.252	106.253		
Ø 6.5	106.254	106.255	106.256	106.257		

Utilice el destornillador manual Neo (104.060).

No sobrepase el torque de inserción de 10 Ncm.

Cicatrizadores personalizables GM

	Perfil	1.5 mm	2.5 mm	3.5 mm	4.5 mm	5.5 mm	6.5 mm
Ø 5.5		106.223	106.224	106.225	106.226	106.227	
Ø 7.0		106.228	106.229	106.230	106.231	106.232	

Tornillo de cierre GM

	0 mm	2 mm
	117.021	117.022

Utilice el destornillador manual Neo (104.060). No sobrepase el torque de inserción de 10 Ncm.