

Anexos

Anexo 1. Tipos de implantes

- **Implantes Subperiósticos**

Estos implantes están basados en unas estructuras de metal que se colocan sobre el hueso de la mandíbula, justo por debajo del tejido de las encías. Disponen de unos postes que sobresalen a través de las encías, a los que se anclan los dientes artificiales³⁸. Es un tipo de implante que no se utiliza con frecuencia y que se emplea en aquellos pacientes que no disponen de suficiente altura ósea para utilizar un implante que se osteointegre en el hueso³⁸.

- **Implantes Pterigoideos**

Se utiliza en aquellos casos en los que existe poca cantidad de hueso³⁸. El concepto en el que se basa esta técnica es el de utilizar como anclaje zonas de hueso compacto, como son la apófisis pterigoides y el hueso palatino³⁹.

- **Implantes Cigomáticos**

Se trata de implantes roscados de entre 30 y 52,5 milímetros de longitud y que se fijan sobre el hueso del pómulo (cigomático) en aquellos casos en los que no existe suficiente hueso alveolar en el maxilar³⁸.

- **Implantes Endoóseos**

Este tipo de implantes (los más habituales) se colocan quirúrgicamente en el hueso maxilar o la mandíbula. Su material biocompatible favorece que el implante se integre con el hueso en un proceso denominado osteointegración. Tras este proceso, se coloca el diente artificial o corona, obteniendo así el aspecto natural de diente³⁸. Son el tipo de implantes utilizados para este estudio.

Anexo 2. Métodos para medir la osteointegración

En este anexo se recogen los métodos para evaluar la estabilización de implantes más estudiados, ya que aún no se ha establecido una estandarización.

El análisis histomorfométrico es un método objetivo pero invasivo con probada precisión en la medición de la distancia entre implante y hueso. Como los métodos invasivos son bastante destructivos, se prefieren solo en estudios experimentales. Aunque todos los demás los métodos no invasivos son subjetivos, se puede afirmar que los dispositivos RFA son más objetivos y superiores a otros métodos.

Análisis radiográfico: los análisis radiográficos se tratan de métodos no invasivos que se pueden utilizar en todas las etapas del período de curación. Las radiografías de mordida proporcionan información sobre los niveles de hueso crestral, considerado un criterio importante para el éxito del implante. La pérdida de hueso crestral alrededor de los implantes dentales de 1,5 mm durante el primer año, seguida de una pérdida de 0,2 mm en los años siguientes, se ha considerado generalmente aceptable para los implantes dentales. Entre los análisis radiográficos, la tomografía computarizada es el mejor método para determinar el cambio en el nivel de hueso crestal. Sin embargo, su uso clínico es lento y costoso⁴⁰.

Par de inserción: el par de inserción de los implantes se mide durante la colocación del implante quirúrgico. Existe una correlación significativa entre la densidad ósea y el par de colocación, lo que determina la estabilidad del implante. Cuanto mayor sea la densidad, mayor será el par de inserción y el implante será estable. Los ensayos clínicos han establecido un valor de torque mínimo de 20 Ncm y un valor de torque máximo de 32 Ncm para una osteointegración satisfactoria⁴⁰.

Prueba de par inverso: este método mide el valor de torque crítico que haría que se perdiera la conexión entre el implante y el hueso. Este método mide la estabilidad del implante una vez que se ha colocado quirúrgicamente. Se ha visto que la prueba de torque inverso puede ser destructiva, causando deformación plástica peri-implantar en el proceso de osteointegración y pérdida del implante. Este método no puede medir el grado de osteointegración y solo se utiliza en estudios *in vitro*⁴⁰.

Prueba de percusión: La prueba de percusión es una de las pruebas más fáciles de realizar. Se basa en la vibración acústica y la teoría de la respuesta. El implante se golpea con una herramienta metálica y se evalúa la osteointegración de acuerdo con el resultado. Aunque se trata de una de las pruebas más extendidas, depende exclusivamente de la interpretación del médico siendo muy importante la experiencia de este.⁴⁰.

Periotest: Se trata de un dispositivo electromecánico que se utiliza principalmente para medir la estabilidad del implante. Tiene un monitor electrónico y una cabeza que se utiliza para golpear el implante o el diente. La cabeza de golpeteo tiene una punta sensible, que registra la duración del implante o el contacto dental. Cuanto menor es la estabilidad, mayor es la duración del contacto y mayor es el valor Periotest. Los rangos de valores Periotest son los siguientes; -8 / 0 (buena osteointegración, el implante puede cargarse), +1 / +9 (requiere evaluación clínica, el implante no está listo para cargar) y +10 / +50 (osteointegración inadecuada) ⁴⁰.



Figura 37. Periotest.

Análisis de frecuencia de resonancia: El análisis de frecuencia de resonancia (RFA) es un dispositivo no invasivo que puede usarse clínicamente para determinar el tiempo de carga del implante, medir la estabilidad del implante y la osteointegración. Clínicamente, los valores de RFA están correlacionados con cambios en la estabilidad del implante durante la cicatrización ósea. RFA se evalúa como el cociente de estabilidad del implante (ISQ) de 1 a 100 con datos numéricos. Cuanto mayor sea el valor ISQ, mayor será la estabilidad del implante. Los factores que afectan los valores de ISQ son la longitud, el diámetro y el diseño del implante con la calidad y cantidad del hueso ⁴⁰.

Anexo 3. Estado del arte de los implantes dentales.

En las últimas décadas, las tecnologías de impresión 3D / fabricación aditiva (3DP / AM) se han vuelto cada vez más importantes en el mundo de la industria: permiten realizar objetos físicos a partir de proyectos de datos 3D virtuales, sin pasos de producción intermedios, ahorrando tiempo y dinero²⁸. Con 3DP / AM se pueden fabricar implantes porosos de titanio para aplicaciones médicas. Una estructura porosa tiene muchas ventajas biológicas, facilita la difusión de fluidos biológicos y nutrientes para la maduración de los tejidos y la eliminación de productos de desecho del metabolismo. Por lo tanto, un implante con características de porosidad bien definidas (tamaño de poros, geometría, distribución e interconectividad) puede mejorar el crecimiento óseo²⁸. En este contexto, el tamaño de las interconexiones entre poros, según varios investigadores, parece ser uno de los parámetros más importantes que influyen en el crecimiento óseo en su estructura⁴¹.

Un rayo láser enfocado de alta potencia fusiona partículas metálicas dispuestas en un lecho de polvo y genera el implante capa por capa, sin necesidad de pasos posteriores al procesamiento⁴². Con fabricación aditiva se puede controlar la porosidad de cada capa y, en consecuencia, la estructura porosa de todo el implante, simplemente modificando algunos parámetros de procesamiento. Con este método, también es posible controlar el tamaño, la distribución y la interconectividad de los poros, lo que proporciona una red controlada de poro abierto. Finalmente, los implantes 3DP / AM no requieren un proceso posterior a la fabricación: no requieren descontaminación, ya que no están mecanizados y, por lo tanto, no se emplean aceites ni contaminantes. Además, no necesitan tratamientos de superficie, y esto puede reducir aún más los costes²⁸.

La sinterización de metales con láser ha demostrado ser un medio eficiente de construcción de implantes dentales con un material funcionalmente calificado que se adapta mejor a las propiedades elásticas del hueso. Dichos implantes deberían minimizar los efectos de osteopenia ("*stress shielding*"), así como mejorar el rendimiento a largo plazo⁴².

Referente al tema de estudio, sí que se encontró un estudio que se propuso un objetivo de investigación similar al propuesto en este estudio, del que se extrajo información importante para la realización de este proyecto¹¹. Pero el tema en cuestión estaba poco tratado, por lo que era de gran interés la realización de este estudio.

Anexo 4. Composición de un hueso.

El tejido óseo compacto o hueso cortical representa el 80 % de la masa ósea del esqueleto. Se encuentra en la diáfisis o porción central de los huesos largos, en la región exterior e interior de los huesos planos y en distintas zonas del resto de los huesos. Está constituido por capas concéntricas de laminillas óseas que forman estructuras cilíndricas llamadas osteonas⁴³.

El hueso esponjoso o trabecular no contiene osteonas, sino que las láminas intersticiales se disponen de forma irregular formando unas placas llamadas trabéculas. Estas placas forman una estructura esponjosa en la que se intercalan huecos llenos de médula ósea roja. Dentro de las trabéculas se encuentran los osteocitos. Los vasos sanguíneos penetran directamente en el hueso esponjoso y permiten el intercambio de nutrientes y oxígeno entre la sangre y los osteocitos. El hueso esponjoso representa el 20 % de la masa ósea total y se encuentra en los extremos o epífisis de los huesos largos y el interior de otros huesos⁴³.

Anexo 5. Aleación de titanio

La creciente demanda actual de restauraciones dentales estéticas ha impulsado la investigación sobre implantes que imitan el color de los dientes naturales. Desde un punto de vista estético, el color gris del titanio es una desventaja y puede ser un problema al hacerse visible. Por lo tanto, los materiales alternativos no metálicos, especialmente el zirconio, se vuelven cada vez más importantes^{44 45 46}.

Aun con ello, los implantes de titanio siguen liderando el mercado. La principal causa de su liderato es el proceso de la osteointegración, que permite una implantación casi perfecta de los implantes de titanio con una tasa de éxito alta, mientras que en el caso de los implantes de zirconio no hay evidencia actual de que a largo plazo su tasa de éxito sea similar, aparte de su menor límite elástico, lo que significa que es más fácil que se fracture. Sumando a lo anterior su elevado precio, lo hace una mala opción al traer consigo sólo una mejora estética.

Las aleaciones de Ti a temperatura ambiente se clasifican en aleaciones tipo α , $\alpha+\beta$ y β , según las cantidades y tipos de sus elementos de aleación. Se han desarrollado muchos tipos de aleaciones, pero la aleación de aluminio (Al) -4 vanadio (V) Ti-6 (90% titanio, 6% aluminio y 4% vanadio), una aleación tipo $\alpha+\beta$, es la más convencional para uso médico. Esta aleación muestra buena maquinabilidad, capacidad de tratamiento térmico y soldabilidad, así como resistencia a la corrosión, resistencia y biocompatibilidad²⁹. Considerada de endurecimiento leve, su contenido de aluminio comparativamente alto le da una excelente resistencia mecánica y favorables propiedades a temperaturas elevadas⁴⁷.

Se han desarrollado aleaciones de Ti que consisten en elementos con baja toxicidad. El diseño básico de las aleaciones es la sustitución de V y Al con Nb, Ta, Zr y Hafnio (Hf)²⁹.

Su módulo de Young frente a otros materiales bajo lo convierte en el material preferido para su uso en implantes debido a que al estar más cerca del módulo de elasticidad del hueso facilita el buen comportamiento del conjunto. Los materiales Ti forman películas estables de óxido de titanio en sus superficies con el resultado de que su resistencia a la corrosión es mejor que la de otros materiales. El Ti, y la mayoría de las aleaciones de Ti, muestran una alta resistencia a la corrosión y son seguros para su uso en el cuerpo humano. Además, presentan una buena compatibilidad con los tejidos, sobre todo para el tejido duro²⁹.

Aunque el Ti se considera adecuado para los restauradores dentales debido a su buena resistencia a la corrosión y biocompatibilidad, la aplicación de Ti a la odontología fue inicialmente difícil porque el Ti tiene un alto punto de fusión, baja fluidez y una alta capacidad de reacción con los moldes. Sin embargo, el Ti ahora se utiliza para piezas de fundición dental como resultado del desarrollo de máquinas de fundición y moldes especiales²⁹.

Anexo 6. Isotropía y Ortotropía en Abaqus

Definición del comportamiento lineal del material elástico.

La tensión total se define a partir de la tensión elástica total como

$$\sigma = D^{el} \epsilon^{el},$$

Dónde σ es la tensión total (Tensor de Cauchy en problemas de tensión finita), D^{el} es el tensor de elasticidad de cuarto orden, y ϵ^{el} es la deformación elástica total. Incluso en problemas de deformación finita, las deformaciones elásticas deben ser pequeñas (menos del 5%)⁴⁸.

Dependencia direccional de la elasticidad lineal.

Dependiendo del número de planos para las propiedades elásticas, un material puede ser clasificado como isótropo (un número infinito de planos de simetría pasando por cada punto) o anisótropo (sin planes de simetría). Algunos materiales, como los ortótropos tienen 2 planos ortogonales de simetría para las propiedades elásticas. El número de componentes independientes en el tensor de elasticidad D^{el} depende de dichas propiedades simétricas. Si el material es anisótropo, se debe utilizar un sistema de coordenadas locales para definir la dirección de la anisotropía⁴⁸.

Estabilidad de un material elástico lineal.

Los materiales elásticos lineales deben satisfacer las condiciones del material o la estabilidad de. La estabilidad requiere que el tensor D^{el} sea positivo definido, lo que conduce a ciertas restricciones sobre los valores de las constantes elásticas. Las relaciones tensión-deformación para varias clases diferentes de simetrías materiales se dan a continuación. También se dan las restricciones apropiadas sobre las constantes elásticas derivadas del criterio de estabilidad⁴⁸.

Definición de elasticidad isotrópica⁴⁸.

La forma más simple de elasticidad lineal es el caso isotrópico, y la relación tensión-deformación viene dada por

$$\begin{Bmatrix} \epsilon_{11} \\ \epsilon_{22} \\ \epsilon_{33} \\ \gamma_{12} \\ \gamma_{13} \\ \gamma_{23} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E} & -\nu & -\nu & 0 & 0 & 0 \\ -\nu & \frac{1}{E} & -\nu & 0 & 0 & 0 \\ -\nu & -\nu & \frac{1}{E} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{12} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{23} \end{Bmatrix}$$

Las propiedades elásticas quedan completamente definidas dando el módulo de Young (E), y el coeficiente de Poisson (ν). El módulo de cizalladura o de cortadura (G), puede ser expresado en función de E y como $G = \frac{E}{2(1+\nu)}$.

Estabilidad

El criterio de estabilidad establece que $E > 0$, $G > 0$ y $-1 < \nu < 0.5$. Los valores del coeficiente de Poisson cercanos a 0.5 dan como resultado un comportamiento casi incompresible.

Definir la elasticidad ortótropa especificando las constantes de ingeniería⁴⁸.

La elasticidad lineal en un material ortótropo se define fácilmente al dar las "constantes de ingeniería": los tres módulos E_1, E_2, E_3 , coeficientes de Poisson $\nu_{12}, \nu_{13}, \nu_{23}$ y los módulos de cortadura G_{12}, G_{13}, G_{23} , y asociados con las direcciones principales del material. Estos coeficientes definen el cumplimiento elástico de acuerdo con

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \gamma_{12} \\ \gamma_{13} \\ \gamma_{23} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & \frac{-\nu_{21}}{E_2} & \frac{-\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & \frac{-\nu_{32}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{13}}{E_1} & \frac{-\nu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{13}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{12} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{23} \end{Bmatrix}$$

La cantidad ν_{ij} tiene la interpretación física del coeficiente de Poisson que caracteriza la deformación transversal en la dirección j , cuando el material se tensiona en la dirección i . En general, ν_{ij} no es igual a ν_{ji} : están relacionados por $\nu_{ij}/E_i = \nu_{ji}/E_j$. Las constantes de ingeniería también se pueden dar en función de temperatura y otros campos predefinidos, si es necesario.

Estabilidad

La estabilidad del material requiere:

$$E_1, E_2, E_3, G_{12}, G_{13}, G_{23} > 0$$

$$|\nu_{12}| < \left(E_1/E_2\right)^{1/2}$$

$$|\nu_{13}| < \left(E_1/E_3\right)^{1/2}$$

$$|\nu_{12}| < \left(E_2/E_3\right)^{1/2}$$

$$1 - \nu_{12}\nu_{21} - \nu_{23}\nu_{32} - \nu_{31}\nu_{13} - 2\nu_{21}\nu_{32}\nu_{13} > 0$$

Cuando el lado izquierdo de la desigualdad se acerca a cero, el material exhibe un comportamiento incompresible. Usando las relaciones $\nu_{ij}/E_i = \nu_{ji}/E_j$, las restricciones segunda, tercera y cuarta en el conjunto anterior también se pueden expresar como:

$$|\nu_{21}| < \left(E_2/E_1\right)^{1/2}$$

$$|\nu_{31}| < \left(E_3/E_1\right)^{1/2}$$

$$|\nu_{12}| < \left(E_3/E_2\right)^{1/2}$$

Anexo 7. Convergencia malla

Sabemos que la solución que se obtiene del análisis de elementos finitos es siempre aproximada y no exacta. Sin embargo, es posible reducir el error a un nivel mínimo aceptable. Cuando esto sucede, decimos que la solución converge.

Para garantizar la convergencia, se deben cumplir los siguientes criterios. Estos criterios pertenecen al polinomio que suponemos que es la solución aproximada al problema en cuestión.

- El polinomio debe ser un polinomio completo, es decir, debe contener todo el grado de 0 al orden más alto de la derivada utilizada en forma débil. Este requisito es necesario para capturar todos los estados posibles de la solución real.
- El polinomio debe ser continente sobre el elemento y también diferenciable hasta el orden de las derivadas en la forma débil. Este requisito asegura coeficientes distintos de cero en las soluciones.
- La solución aproximada debe ser la función de interpolación de las variables primarias en los nodos del elemento finito. Este requisito es esencial para garantizar la compatibilidad de la solución.

Al entrar en la cuestión del refinamiento de la malla, no siempre es necesario refinar la malla en todo el modelo. El Principio de Saint-Venant exige que las tensiones locales en una región no afecten las tensiones en otros lugares. Por lo tanto, desde un punto de vista físico, el modelo se puede refinar solo en regiones particulares de interés y además tiene una zona de transición de una malla gruesa a una fina. Hay dos tipos de refinamientos (refinamiento h y p), como se muestra en la Fig. 02. El refinamiento H se relaciona con la reducción de los tamaños de los elementos, es decir aumentando el número de los elementos, mientras que el refinamiento p se relaciona con el aumento del grado del polinomio⁴⁹.

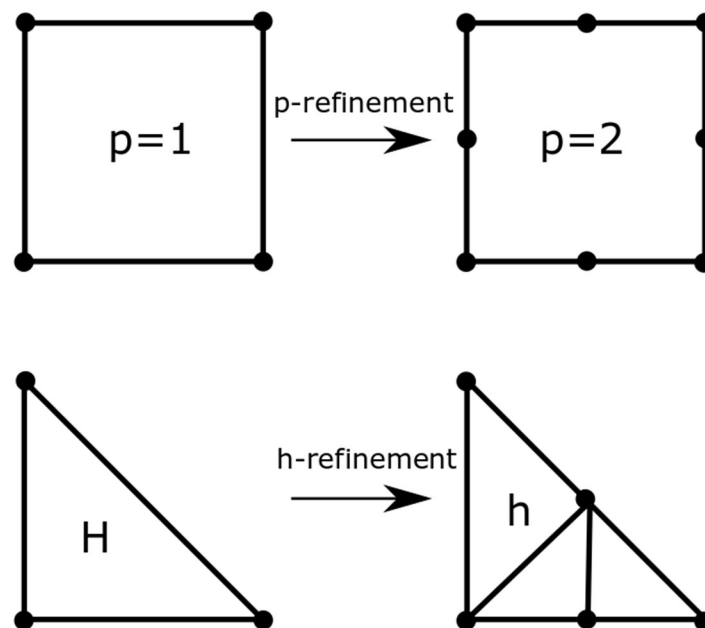


Figura 38. Refinamiento H y P ⁴⁹.

Anexo 8. Software utilizado

En este apartado se muestran todos los programas utilizados en el proyecto.

- SolidWorks 2017 (Figura 39): es uno de los programas CAD más conocidos, utilizado tanto para diseño 2D como 3D. En estudio ha sido utilizado para todo el diseño 3D, tanto de la corona como del hueso y el ensamblaje de todo el conjunto.



Figura 39. Logo SolidWorks.

- Abaqus CAE y Abaqus VIEWER (Figura 40): Abaqus es un conjunto de programas informáticos de simulación que aplica el método de los elementos finitos para realizar cálculos estructurales estáticos lineales y no lineales y dinámicos. De todos los productos que consta, Abaqus CAE ha sido utilizado en este proyecto para el análisis del conjunto implante dental-hueso y Abaqus VIEWER para ver los resultados una vez Abaqus CAE hubiese realizado los cálculos.



Figura 40. Logo Abaqus FEA.

- SSH Secure Shell: es el nombre de un protocolo y del programa que lo implementa cuya principal función es el acceso remoto a un servidor por medio de un canal seguro en el que toda la información está cifrada. En el proyecto ha sido utilizado para poder enviar al clúster del I3A el archivo .inp de Abaqus CAE para que fuese este superordenador el que realizase los cálculos.
- Microsoft Word office: es el programa más conocido del mundo orientado al procesamiento de texto. Ha sido utilizado para redactar todo el proyecto, tanto la memoria como los anexos.

Anexo 9. Resultados

En este anexo se observan los resultados obtenidos de tensiones. Los resultados se muestran en MPa y siguen la misma idea que en la memoria, habiendo colocado los mismos límites superiores e inferiores para cada parte.

Tornillo implante:

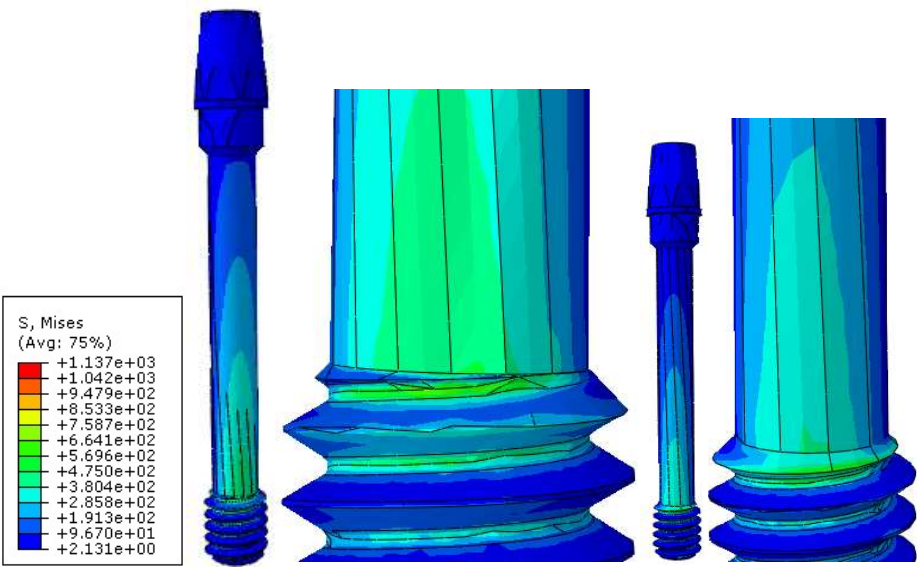


Figura 41. Tensiones Von Mises tornillo modelo elástico-lineal.

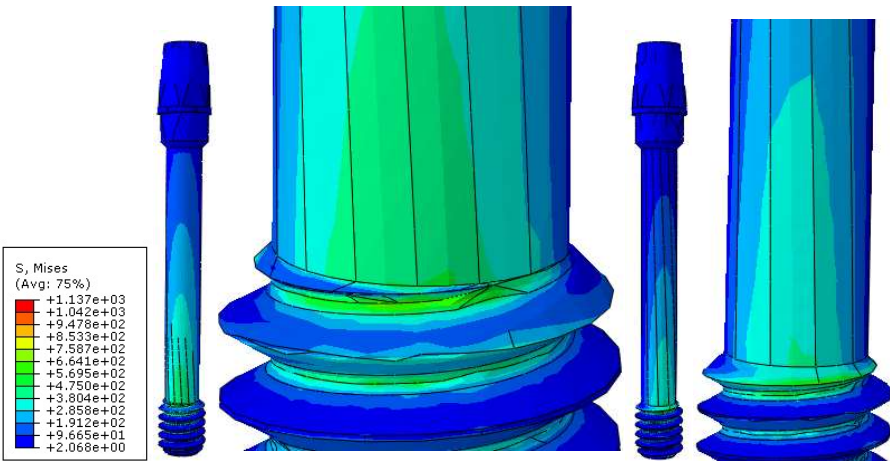


Figura 42. Tensiones Von Mises tornillo modelo ortótropo orientación 1.

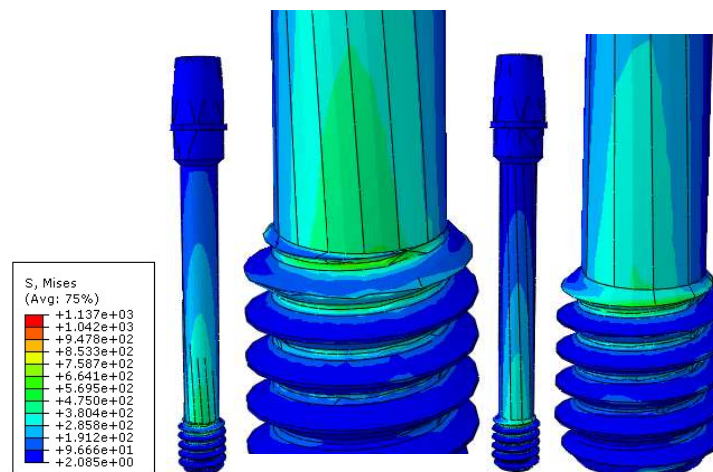


Figura 43. Tensiones Von Mises tornillo modelo ortótropo orientación 2.

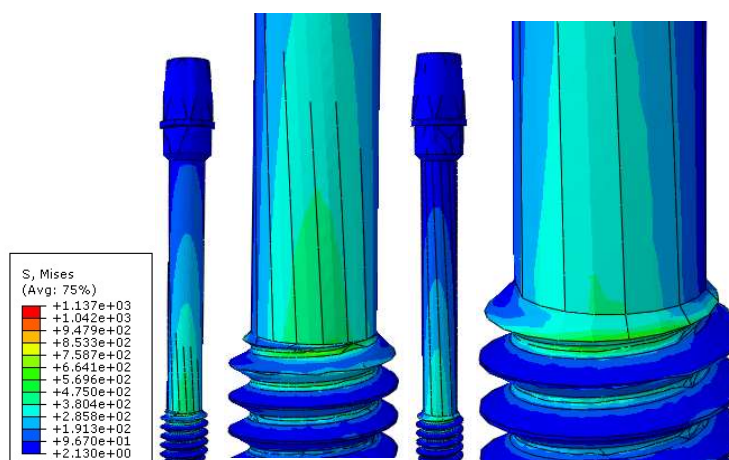


Figura 44. Tensiones Von Mises tornillo modelo ortótropo orientación 3.

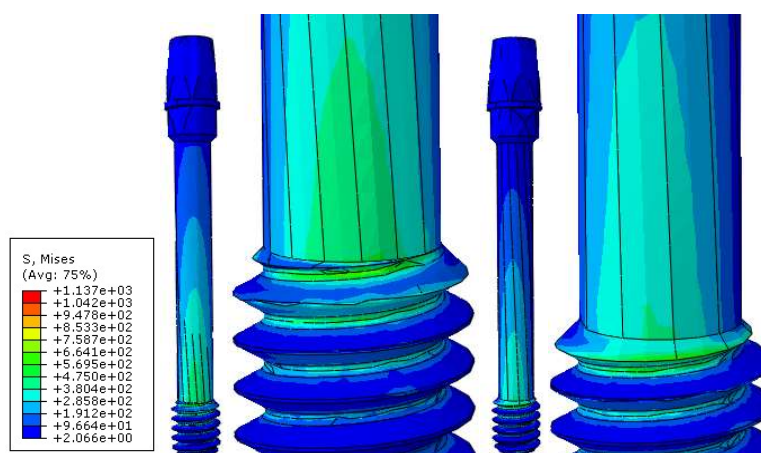


Figura 45. Tensiones Von Mises tornillo modelo ortótropo orientación 4.

Cuerpo implante:

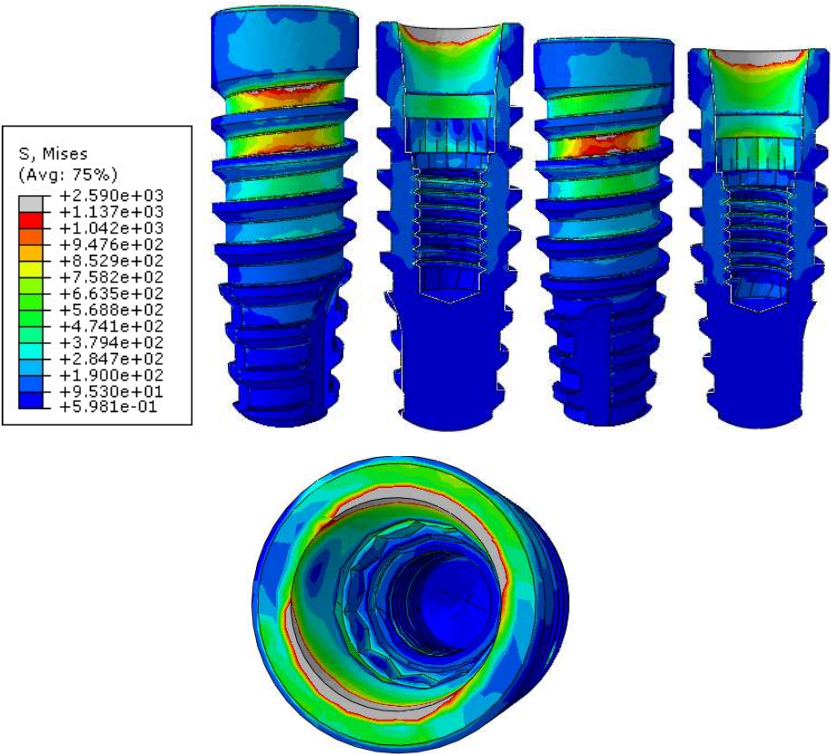


Figura 46. Tensiones Von Mises cuerpo modelo elástico-lineal.

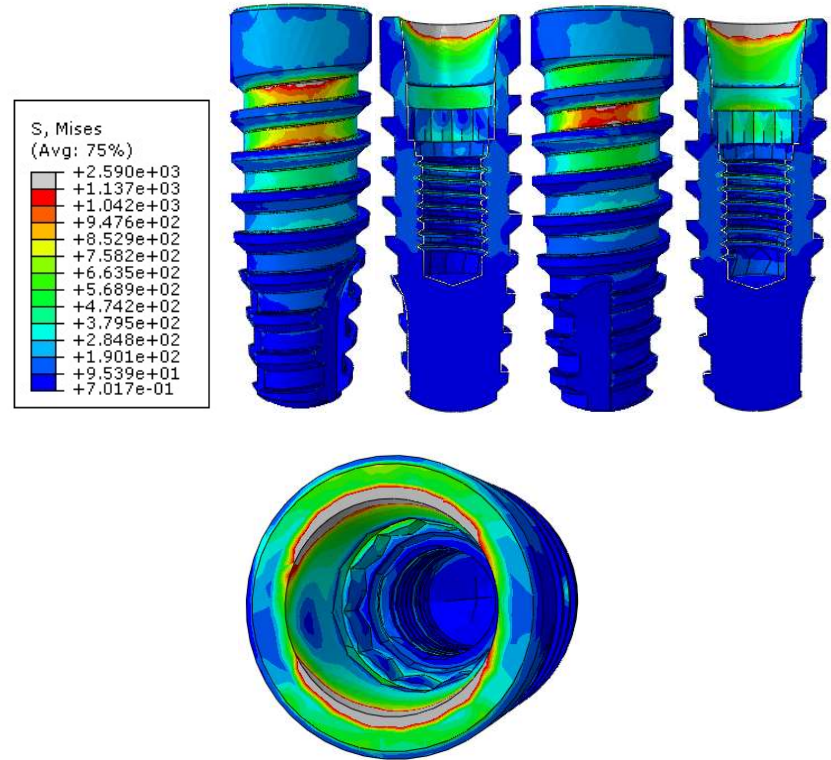


Figura 47. Tensiones Von Mises cuerpo modelo ortótropo orientación 1.

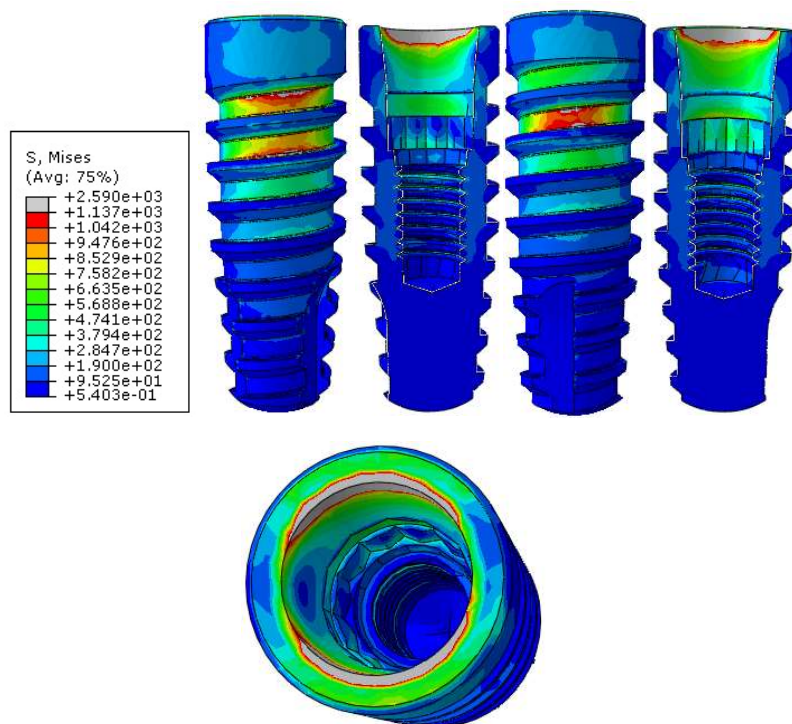


Figura 48. Tensiones Von Mises hueso modelo cuerpo orientación 2.

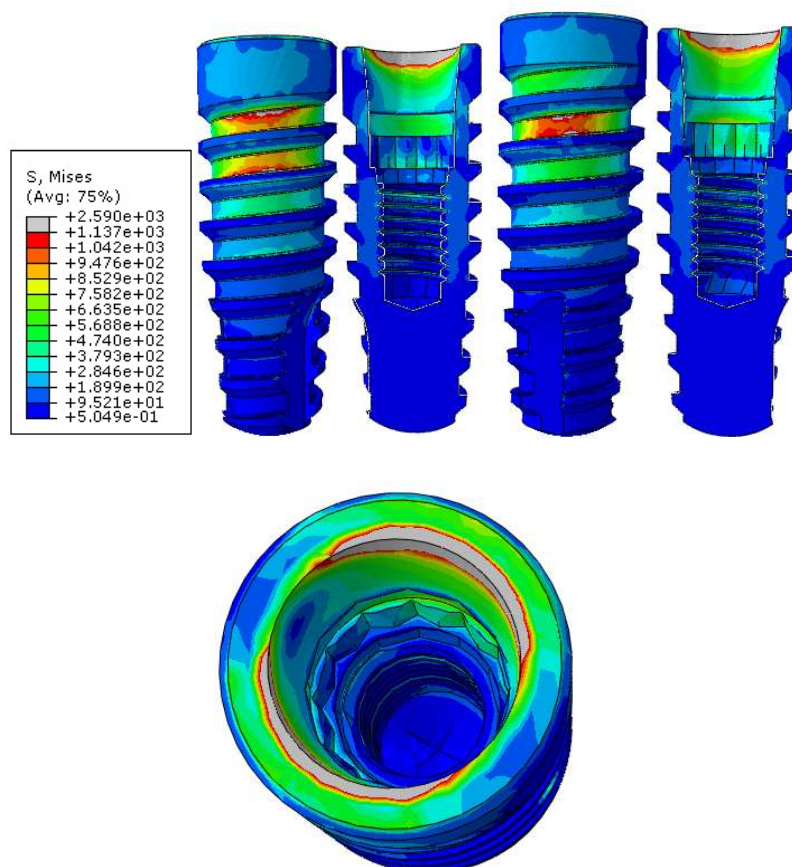


Figura 49. Tensiones Von Mises cuerpo modelo ortótropo orientación 3.

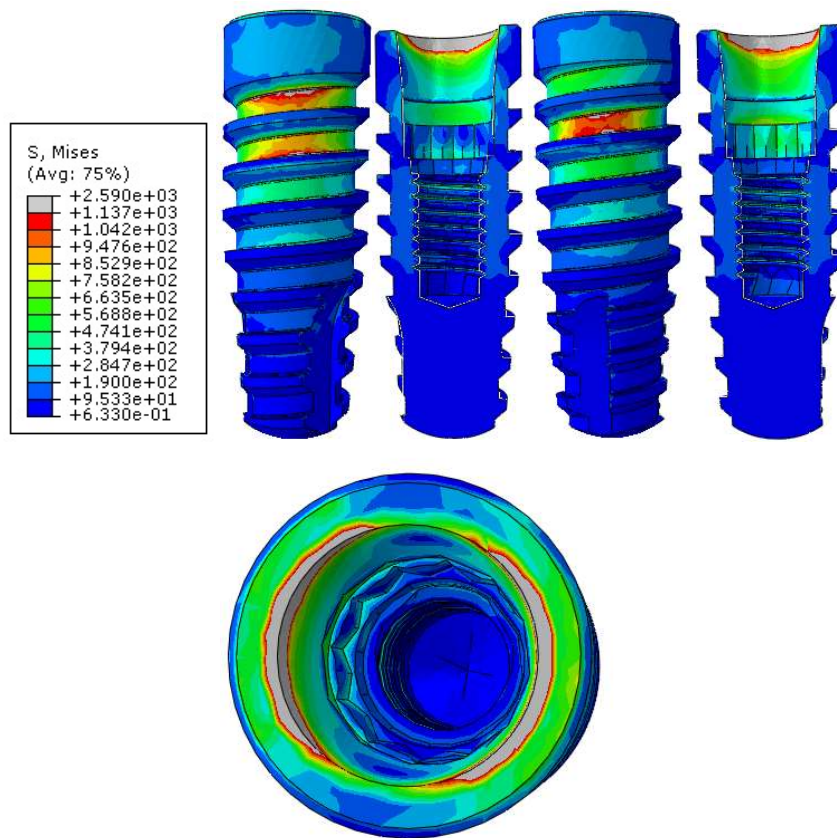


Figura 50. Tensiones Von Mises cuerpo modelo ortótropo orientación 4.

Pilar implante:

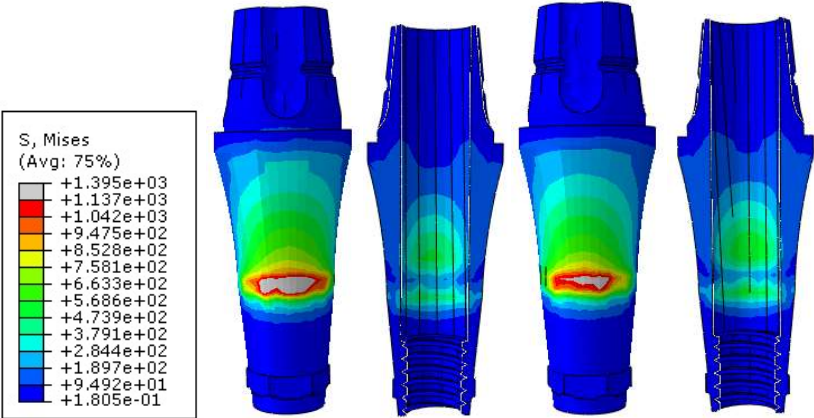


Figura 51. Tensiones Von Mises pilar modelo elástico-lineal.

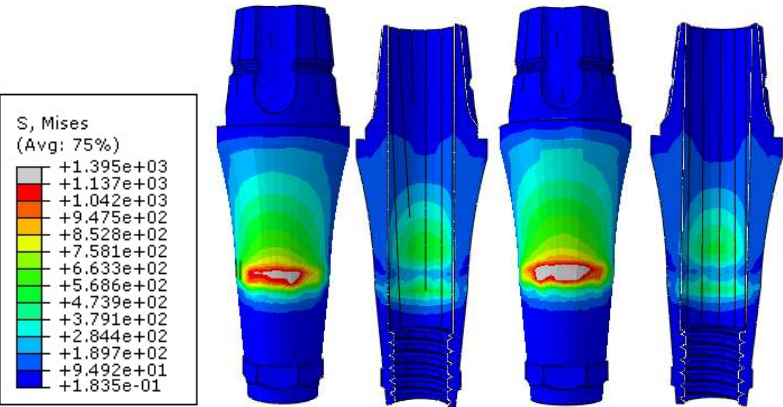


Figura 52. Tensiones Von Mises pilar modelo ortótropo orientación 1.

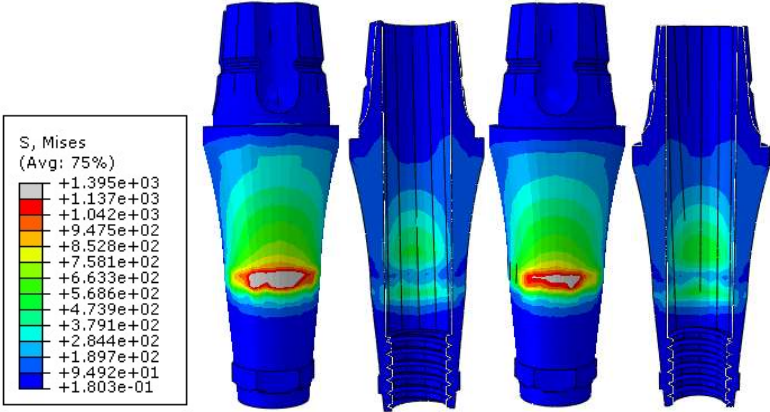


Figura 53. Tensiones Von Mises pilar modelo ortótropo orientación 2.

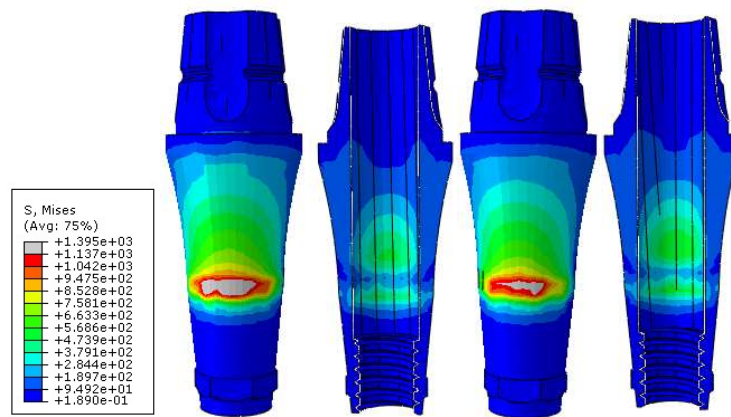


Figura 54. Tensiones Von Mises pilar modelo ortótropo orientación 3.

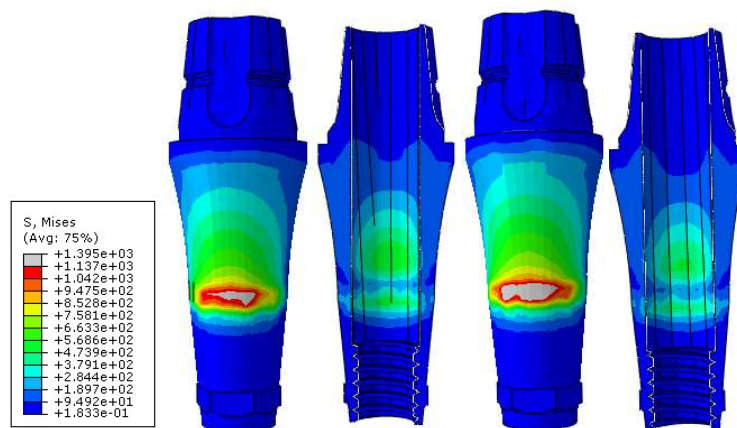


Figura 55. Tensiones Von Mises pilar modelo ortótropo orientación 4.

Hueso:

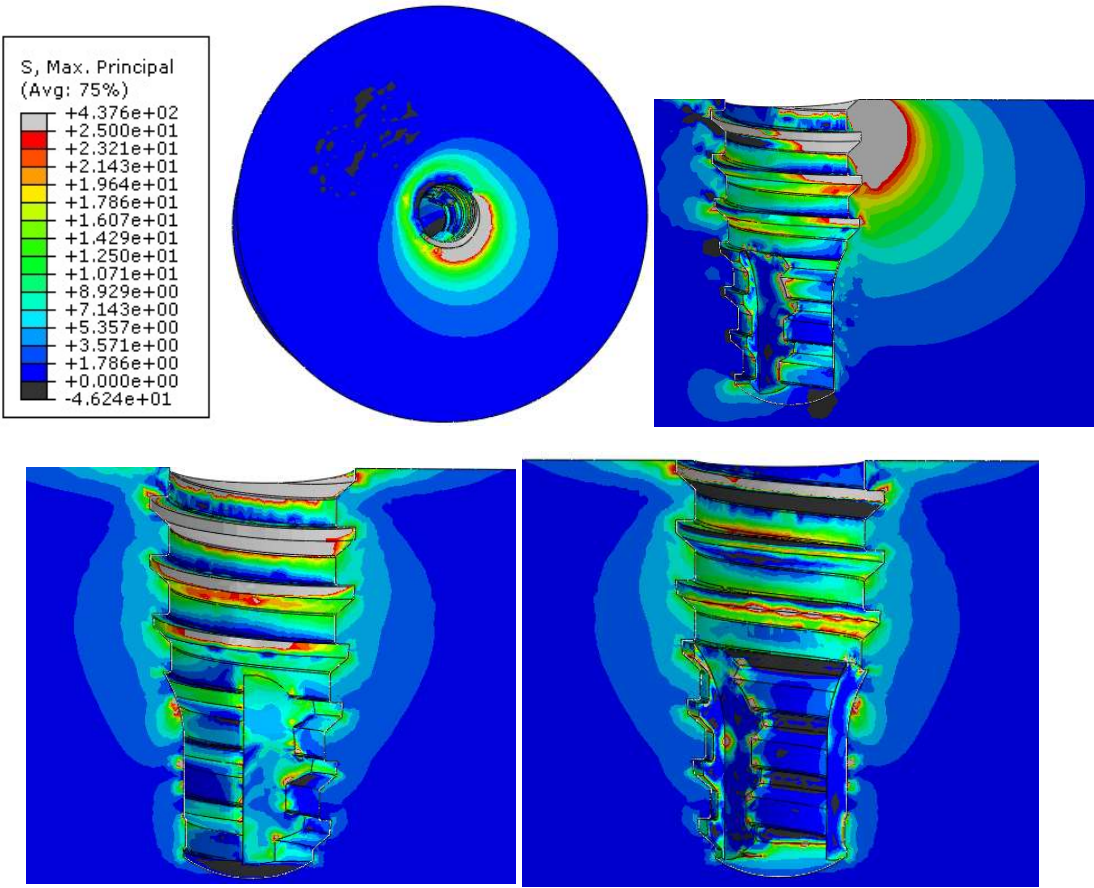
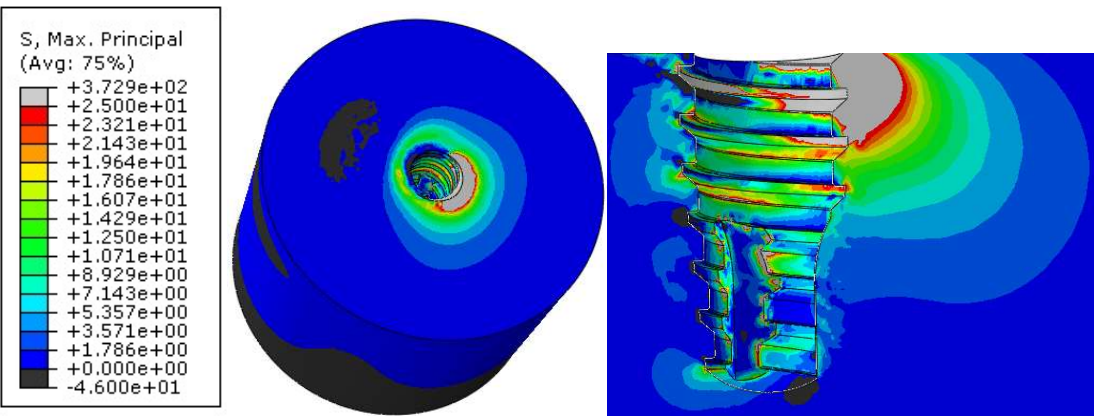


Figura 56. Tensiones principales máxima hueso modelo isótropo.



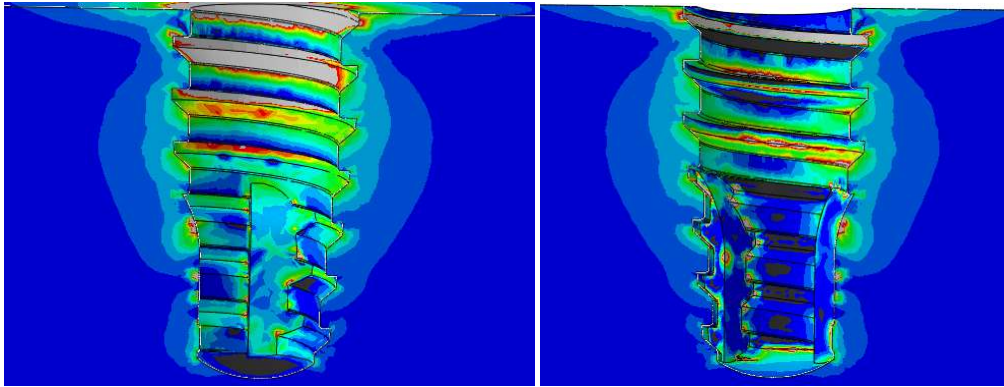


Figura 57. Tensiones principales máxima hueso modelo ortótropo orientación 1.

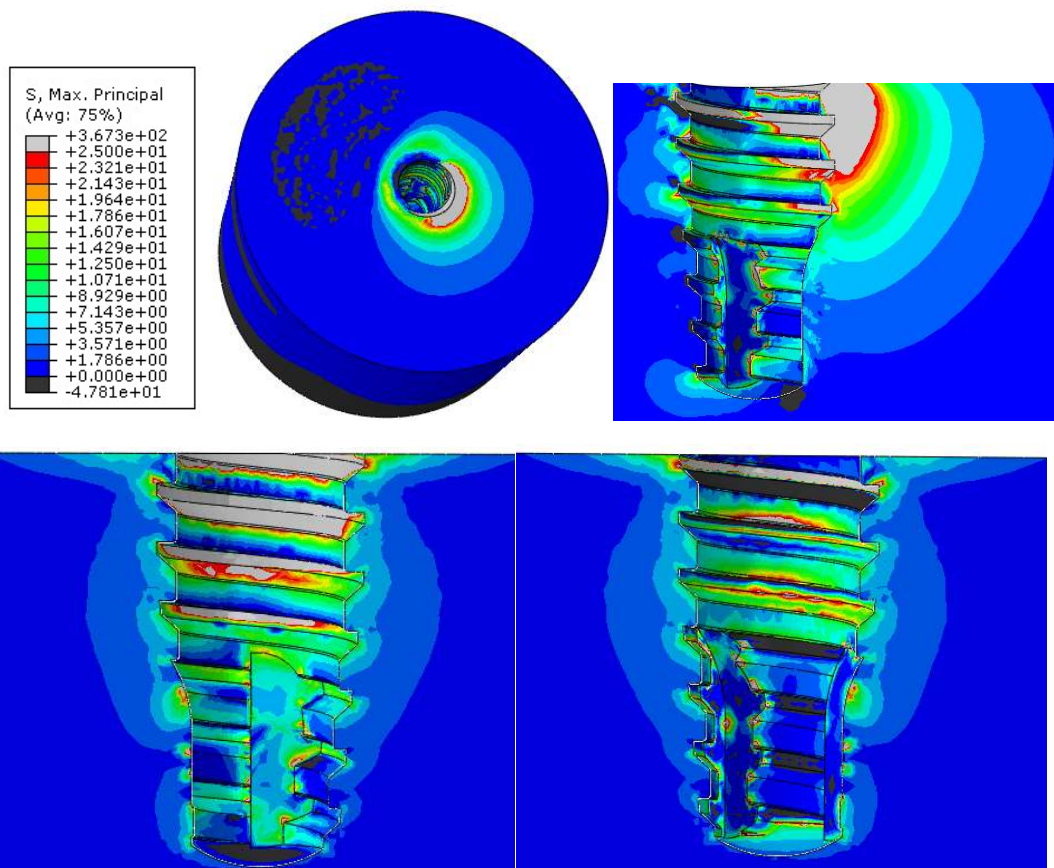


Figura 58. Tensiones principales máxima hueso modelo ortótropo orientación 2.

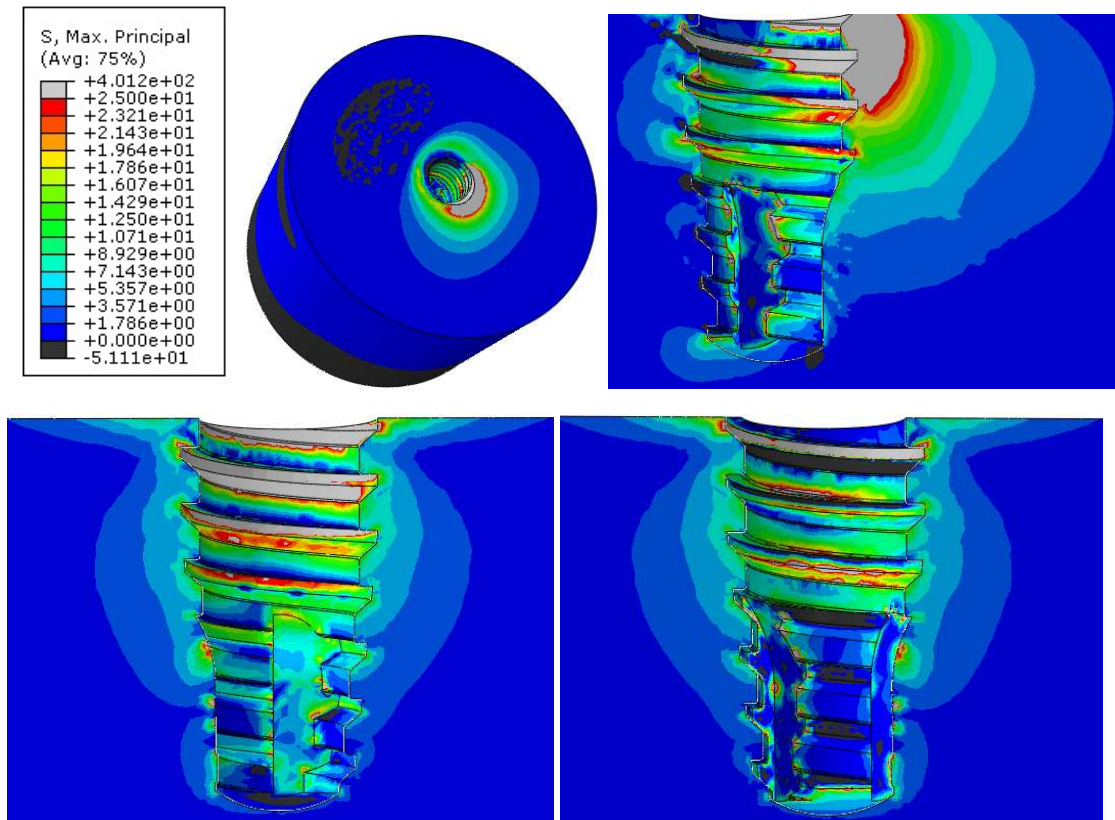


Figura 59. Tensiones principales máxima hueso modelo ortótropo orientación 3.

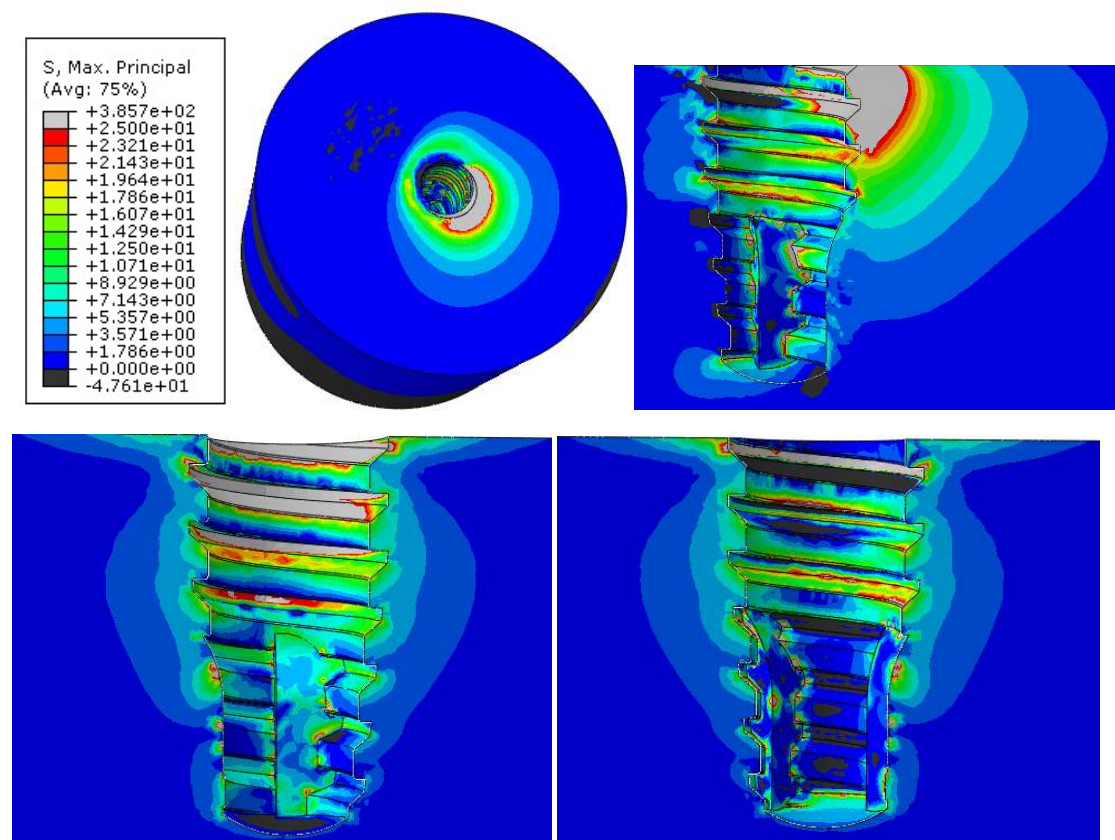


Figura 60. Tensiones principales máxima hueso modelo ortótropo orientación 4.