



COMILLAS
UNIVERSIDAD PONTIFICIA

ICAI

GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS
INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO
ANÁLISIS DE VIDA ÚTIL DE UN IMPLANTE
DENTAL MONOFÁSICO

Autor: Alberto Calvo Ichaso

Director: Jesús Ramón Jiménez Octavio

Co-Director: Saúl Manuel Dorado Nuño

Madrid

Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título ANÁLISIS DE LA VIDA ÚTIL DE UN IMPLANTE DENTAL MONOFÁSICO en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el curso académico 2023/2024 es de mi autoría, original e inédito y no ha sido presentado con anterioridad a otros efectos. El Proyecto no es plagio de otro, ni total ni parcialmente y la información que ha sido tomada de otros documentos está debidamente referenciada.

Fdo.: Alberto Calvo Ichaso

Fecha: 22/07/2024

Autorizada la entrega del proyecto

EL DIRECTOR DEL PROYECTO

Jesús R.
Jiménez
Octavio -
06259224G

Firmado
digitalmente por
Jesús R. Jiménez
Octavio - 06259224G
Fecha: 2024.07.22
19:33:49 +02'00'

Fdo.: Jesús R. Jiménez Octavio

Fdo.: Saúl M. Dorado Nuño

Fecha: 22/07/2024

Fecha: 22/07/2024



COMILLAS
UNIVERSIDAD PONTIFICIA

ICAI

GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS
INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO
ANÁLISIS DE VIDA ÚTIL DE UN IMPLANTE
DENTAL MONOFÁSICO

Autor: Alberto Calvo Ichaso

Director: Jesús Ramón Jiménez Octavio

Co-Director: Saúl Manuel Dorado Nuño

Madrid

Índice

Índice de Figuras.....	4
Índice de Tablas	7
Índice de gráficos	8
RESUMEN.....	9
ABSTRACT.....	10
1. INTRODUCCIÓN	11
1.1 Implantes monofásicos.....	11
1.2 Motivación del proyecto	13
1.3 Objetivos iniciales.....	13
1.4 Metodología de trabajo	14
2. ESTADO DEL ARTE.....	15
2.1 Diseño de implantes.....	16
2.1.1 Material	16
2.1.2 Estructura	16
2.2 Hueso	18
2.2.1 Hueso cortical	18
2.2.2 Hueso trabecular	18
2.3 Ensayos en implantes dentales.....	19
2.3.1 Normativa	19
2.3.2 Limitaciones.....	21
2.3.3 Ensayos por elementos finitos	22
3. ENSAYO DEL IMPLANTE	27
3.1 Modelo del implante	27
3.2 Material	30

3.3	Mallado	33
3.4	Condiciones de análisis.....	36
3.5	Cargas	37
3.5.1	Caso deformación 30°	40
3.5.2	Caso deformación 20°	42
3.5.3	Caso deformación 15°	44
3.5.4	Caso sin deformación 0°	46
4.	ENSAYO DE IMPLANTE Y HUESO	48
4.1	Modelo de ensayo	48
4.2	Material	54
4.3	Mallado	55
4.4	Condiciones de análisis.....	59
4.5	Cargas	61
4.5.1	Caso deformación 30°	61
4.5.2	Caso deformación 20°	63
4.5.3	Caso deformación 15°	65
4.5.4	Caso sin deformación 0°	67
5.	RESULTADOS IMPLANTE.....	69
5.1	Tensiones	69
	Tensiones finales von-Mises deformación 30°	70
	Tensiones finales von-Mises deformación 20°	71
	Tensiones finales von-Mises deformación 15°	72
	Tensiones finales von-Mises sin deformación 0°	73
5.2	FFI Goodman	78
	FFI Goodman deformación 30°	81

FFI Goodman deformación 20°	82
FFI Goodman deformación 15°	83
FFI Goodman sin deformación 0°	84
6. RESULTADOS IMPLANTE Y HUESO	85
6.1 Implante	85
6.2 Hueso cortical	89
Tensiones finales Von-Mises hueso cortical deformación 30°	90
Tensiones finales Von-Mises hueso cortical deformación 20°	91
Tensiones finales Von-Mises hueso cortical deformación 15°	92
Tensiones finales Von-Mises hueso cortical sin deformación 0°	93
6.3 Hueso trabecular	94
7. CONCLUSIONES.....	97
BIBLIOGRAFÍA.....	101

Índice de Figuras

Figura 1:Implantes dentales monofásicos	11
Figura 2:Dentadura con implantes monofásicos [8]	12
Figura 3: Estructura interna de un hueso mandibular [24]	19
Figura 4: Sección de hueso mandibular en posición D2 [24]	19
Figura 5: Esquema de ensayo normalizado ISO 14801 [6]	21
Figura 6: Tensiones en el cuello del implante para ensayo estático y dinámico [32].....	26
Figura 7: Tensiones en el hueso para ensayo estático y dinámico [32].....	26
Figura 8: Implante monofásico ROOTT 3510 [37]	28
Figura 9: Simulación de pieza implantada en el hueso [37]	28
Figura 10: Dimensiones de implante C3510.....	29
Figura 11: Modelo del implante en Solid Works.....	29
Figura 12: Esquema de proyecto de simulación en Ansys Workbench.....	30
Figura 13: Mallado del implante completo	34
Figura 14: Vista de planta de la malla	35
Figura 15: Vista inferior de la malla	35
Figura 16: Agarre para la simulación del implante.....	37
Figura 17: Zona de aplicación de la fuerza	38
Figura 18: 0° Figura 19: 90° Figura 20: 180° Figura 21: 270°	39
Figura 22: Zona de aplicación de la fuerza	41
Figura 23: Zona de aplicación de la carga	43
Figura 24: Zona aplicación de la carga	45
Figura 25: Zona aplicación de la fuerza.....	47
Figura 26: Modelo hueso cortical en SolidWorks	49
Figura 27: Modelo hueso trabecular en SolidWorks	49
Figura 28: Ensamblaje del modelo en SolidWorks deformación 30°	51
Figura 29: Ensamblaje del modelo en SolidWorks deformación 20°	51
Figura 30: Ensamblaje modelo en SolidWorks deformación 15°	52
Figura 31: Ensamblaje modelo en SolidWorks sin deformación 0°	52
Figura 32: Vista frontal del modelo en diseñador de Ansys deformación 30°	53

Figura 33: Vista frontal del modelo en diseñador de Ansys sin implante deformación 30°	53
Figura 34: Mallado del modelo deformación 30°	57
Figura 35: Mallado interior del modelo	58
Figura 36: Detalle del mallado interior del modelo deformación 30°	58
Figura 37: Agarre frontal del modelo para simulación deformación 30°	60
Figura 38: Agarre trasero del modelo para simulación deformación 30°	60
Figura 39: Zona de aplicación de la fuerza deformación 30°	62
Figura 40: Zona de aplicación de la fuerza deformación 20°	64
Figura 41: Zona de aplicación de las fuerzas deformación 15°	66
Figura 42: Zona de aplicación de la fuerza sin deformación 0°	68
Figura 43: Tensiones finales VM superficie cuello deformación 30°	70
Figura 44: Tensiones finales VM internas deformación 30°	71
Figura 45: Tensiones finales VM superficie cuello deformación 20°	71
Figura 46: Tensiones finales VM internas deformación 20°	71
Figura 47: Tensiones finales VM superficie cuello deformación 15°	72
Figura 48: Tensiones finales VM internas deformación 15°	72
Figura 49: Tensiones finales VM superficie cuello sin deformación 0°	73
Figura 50: Tensiones finales VM internas sin deformación 0°	73
Figura 51: Mapa vectorial de tensiones principales internas para deformación 30°	77
Figura 52: Mapa vectorial de tensiones principales internas para deformación 20°	77
Figura 53: Mapa vectorial de tensiones principales internas para deformación 15°	77
Figura 54: Mapa vectorial de tensiones principales internas para sin deformación 0°	78
Figura 55: Resultados obtenidos en las simulaciones	80
Figura 56: FFI Goodman superficie cuello deformación 30°	81
Figura 57: FFI Goodman interior deformación 30°	81
Figura 58: FFI Goodman superficie cuello deformación 20°	82
Figura 59: FFI Goodman interior deformación 20°	82
Figura 60: FFI Goodman superficie cuello deformación 15°	83
Figura 61: FFI Goodman interior deformación 15°	83
Figura 62: FFI Goodman superficie cuello sin deformación 0°	84
Figura 63: FFI Goodman interior sin deformación 0°	84

Figura 64: Tensiones internas finales VM implante deformación 30°.....	86
Figura 65: Tensiones internas finales VM implante deformación 20°.....	87
Figura 66: Tensiones internas finales VM implante deformación 15°.....	87
Figura 67: Tensiones internas finales VM implante sin deformación 0°.....	88
Figura 68: Tensiones internas finales VM hueso cortical deformación 30°	90
Figura 69: Tensiones finales VM hueso cortical deformación 30°	90
Figura 70: Tensiones internas finales VM hueso cortical deformación 20°	91
Figura 71: Tensiones finales VM hueso cortical deformación 20°	91
Figura 72: Tensiones internas finales VM hueso cortical deformación 15°	92
Figura 73: Tensiones finales VM hueso cortical deformación 15°	92
Figura 74: Tensiones internas finales VM hueso cortical sin deformación 0°.....	93
Figura 75: Tensiones finales VM hueso cortical sin deformación 0°	93
Figura 76: Tensiones finales internas VM hueso trabecular deformación 30°	95
Figura 77: Tensiones internas finales VM hueso trabecular deformación 20°	95
Figura 78: Tensiones internas finales VM hueso trabecular deformación 15°	96
Figura 79: Tensiones internas finales VM hueso trabecular sin deformación 0°.....	96

Índice de Tablas

Tabla 1: Éxito a largo plazo del implante en función de su longitud [14].....	17
Tabla 2: Tensiones Von-Mises según el desplazamiento del implante frente a la corona [29]	23
Tabla 3: Colocación de implantes para los ensayos [30].....	24
Tabla 4: Tensiones finales según la colocación de los implantes [30]	24
Tabla 5: Propiedades mecánicas Ti-6Al-4V ELI recocido	31
Tabla 6: Propiedades isotrópicas de elasticidad de Ti-6Al-4V ELI recocido.....	31
Tabla 7: Endurecimiento isotrópico bilineal Ti-6Al-4V ELI recocido.....	32
Tabla 8: Valores de ‘skewness’ de la malla.....	35
Tabla 9: Número de nodos y elementos de la malla	35
Tabla 10: Ajustes de los pasos de la simulación.....	36
Tabla 11: Fuerzas y resultados para caso de máxima y mínima tensión VM.....	39
Tabla 12: Fuerza aplicada para deformación 30°	41
Tabla 13: Fuerza aplicada para deformación 20°	43
Tabla 14: Fuerza para deformación 15°	45
Tabla 15: Fuerzas para sin deformación 0°	47
Tabla 16: Valores de referencia y valores escogidos de propiedades mecánicas del hueso cortical.....	54
Tabla 17: Valores de referencia y valores escogidos de propiedades mecánicas del hueso trabecular.....	55
Tabla 18: Fuerzas aplicadas deformación 30°.....	62
Tabla 19: Fuerzas aplicadas deformación 20°	65
Tabla 20: Fuerzas aplicadas deformación 15°.....	67
Tabla 21: Fuerzas aplicadas sin deformación 0°	68
Tabla 22: Tensión equivalente VM mínima, máxima y media durante la simulación para deformación 30°	75

Índice de gráficos

Gráfico 1: Módulo de Young según la temperatura Ti-6Al-4V ELI recocido	31
Gráfico 2: Curva tensión-deformación Ti-6Al-4V ELI recocido	32
Gráfico 3: Tensión de rotura según número de ciclos de carga Ti-6Al-4V ELI recocido.....	32
Gráfico 4: Límite elástico según temperatura Ti-6Al-4V ELI recocido	33
Gráfico 5: Tensión final rotura según temperatura Ti-6Al-4V ELI recocido	33
Gráfico 6: Tensión máxima VM según sentido de la fuerza	39
Gráfico 7: Fuerza aplicada para deformación 30°	41
Gráfico 8: Fuerza aplicada para deformación 20°	43
Gráfico 9: Fuerza para deformación 15°	45
Gráfico 10: Fuerzas para sin deformación 0°	47
Gráfico 11: Fuerzas aplicadas deformación 30°	63
Gráfico 12: Fuerzas aplicadas deformación 20°	65
Gráfico 13: Fuerzas aplicadas deformación 15°	67
Gráfico 14: Fuerzas aplicadas sin deformación 0°	69
Gráfico 15: Tensión equivalente VM mínima, máxima y media durante la simulación para deformación 30°	75
Gráfico 16: Tensiones VM a 0,5s de simulación para deformación 30°.....	76
Gráfico 17: Diagrama de Goodman [42]	79

RESUMEN

Este proyecto se centra en el análisis de la vida útil de los implantes dentales monofásicos en condiciones operativas reales. Los implantes monofásicos ofrecen algunas ventajas que resultan en un elevado índice de éxito a largo plazo frente a otros tipos de implantes dentales. El proyecto tiene como objetivo estudiar el comportamiento de los monoimplantes cuando se someten a una deformación plástica severa durante ciertos procedimientos de implantología dental. Tales deformaciones introducen elevadas tensiones residuales que afectan al rendimiento y la longevidad del implante.

Se han utilizado recursos de cálculo por elementos finitos para resolver modelos reales escaneados basándose en la normativa y los estudios previos existentes. Se ha evaluado tanto el comportamiento aislado del monoimplante como su comportamiento en un modelo complejo de implante y hueso mandibular. El estudio ha determinado que el cuello del implante sufre daños significativos para toda angulación de al menos 15° que deterioran la estabilidad estructural del implante. Asimismo, el hueso circundante también sufre fracturas en el proceso de doblado. Estos daños son además amplificados con el funcionamiento bajo carga cíclica.

Palabras clave: Implante monofásico, deformación, tensiones residuales, elementos finitos, titanio, hueso cortical, hueso trabecular.

ABSTRACT

This project focuses on the analysis of the lifespan of monophasic dental implants under real life operating conditions. Monophasic implants offer advantages that result in a high long-term success rate compared to that of other dental implant types. The project aims to study the behavior of these implants when subjected to severe plastic deformation during certain dental implantology procedures. Such deformations induce high residual stresses that affect the performance and longevity of the monoimplant.

Finite element calculation resources have been used to solve real scanned models based on existing standards and previous studies. Both the isolated behavior of the monoimplant and its behavior in a complex model of implant and mandibular bone have been evaluated. The study has determined that the neck of the implant suffers significant damage for any angulation of at least 15° , which deteriorates the structural stability of the implant. Additionally, the surrounding bone also suffers fractures during the bending process. These damages are further amplified under cyclic load operation.

Key words: Monophasic implants, deformation, residual stress, finite element, titanium, cortical bone, trabecular bone.

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Implantes monofásicos

Un implante dental es un componente quirúrgico en contacto con el hueso de la mandíbula que sujeta una prótesis o actúa como una sujeción ortodóntica [1]. El uso de implantes dentales ha estado al alza desde principios de este siglo, creciendo hasta un 13% de uso en personas mayores de 65 años a día de hoy [2]. Además la industria de la implantología dental es relevante debido a la influencia económica que tiene, se espera que en este año el mercado global de implantes dentales llegue a valer unos 8.000 millones de dólares [2]. Los implantes dentales monofásicos reciben su nombre debido a que su implantación se realiza en una sola fase quirúrgica. Los implantes convencionales o bifásicos se implantan en dos fases diferenciadas, en la primera fase se coloca el implante dentro del hueso y la segunda fase se dedica a colocar el pilar del implante junto con la prótesis [3]. Debido a ello, se ha conseguido rebajar el tiempo total necesario de cirugía y de recuperación del paciente. Fenómenos como la implantología de carga inmediata son posibles con los implantes monofásicos, el paciente es capaz de entrar y salir de la clínica en un día con una prótesis implantada con una sola intervención.



Figura 1: Implantes dentales monofásicos

Una de las mayores ventajas de los implantes dentales monofásicos es su durabilidad en el tiempo. Los resultados en pacientes a lo largo de los años aseguran que los dientes con implantes monofásicos no presentan desgaste ni deterioro notable. La principal razón de su

eficiente funcionamiento es el propio diseño del implante. Los implantes monofásicos monobloque se componen de una sola pieza. A diferencia de los implantes convencionales, se prescinde de la pieza de unión situada en el cuello para juntar la cabeza con la rosca. De esta forma se evita el riesgo de afloje de las piezas que puede ocasionar la pérdida de parte del hueso en la zona del cuello del implante [4]. De la misma manera, el diseño del implante de una pieza minimiza los casos de periimplantitis, condición post implantación que afecta a los tejidos que rodean el implante inflamándolos y ocasionando la pérdida del soporte óseo, lo que puede ocasionar la pérdida total del implante [5]. El índice de éxito actual de un implante dental es del 95% [6]. Sin embargo, la periimplantitis sigue siendo un problema recurrente en la implantología que supone la mayor causa de pérdida de implantes hoy en día, por lo que aún está siendo estudiada. Se ha estudiado la importancia de la cresta ósea para la osteointegración del implante. Aparte de por razones estéticas, la preservación y prevención de pérdida de la cresta ósea son cruciales para la estabilidad del implante para buenos resultados a largo plazo [7]. La periimplantitis es ocasionada por la acumulación de bacterias. En este caso el diseño de una sola pieza dificulta que las bacterias se adhieran a la superficie de esta a diferencia del diseño multi pieza donde los organismos pueden encontrar más huecos donde posicionarse.



Figura 2: Dentadura con implantes monofásicos [8]

1.2 Motivación del proyecto

Los implantes dentales han revolucionado la odontología moderna al aportar soluciones eficaces y duraderas ante la pérdida de dientes. Entre ellos, los implantes monofásicos se han establecido como una solución muy llamativa debido a sus numerosas ventajas mencionadas en el anterior apartado. No es de extrañar que su uso esté en aumento incluso como repuesto de implantes defectuosos previos. Por ello cabe destacar su importancia en la odontología y la medicina tanto actual como futura y, como consecuencia, la importancia de su estudio.

En este proyecto se profundiza en el comportamiento de los implantes monofásicos en condiciones de funcionamiento realistas. Para ciertos procesos quirúrgicos de implantología dental es necesario doblar y deformar el cuello del monoimplante con el objetivo de adaptarlos a la anatomía de la boca del paciente. Como resultado de estas operaciones, el material del implante es sometido a tensiones muy elevadas adicionales que pueden influir en el comportamiento de la pieza dentro de la boca del paciente. La salud y la integridad de la dentadura se pueden ver deterioradas como consecuencia de ello y los beneficios del implante pueden ser mermados. Es por ello que el estudio de la pieza en las condiciones más desfavorables de trabajo es de gran interés para la salud de la persona y para el profesional que lo coloca. En este estudio se proporciona información y resultados experimentales del comportamiento de los implantes monofásicos bajo carga y con tensiones residuales debidas a deformaciones plásticas severas. Se desea proporcionar dicha información al cuerpo médico con la intención de poder ser utilizada en futuros procesos de implantología. Con este trabajo se quiere expandir los estudios previos de implantes dentales ya existentes aportando información y resultados nuevos que sean contrastables.

1.3 Objetivos iniciales

El enfoque de este proyecto de investigación biomecánica es determinar la vida útil de un implante dental monofásico ante diferentes escenarios clínicos. A continuación, se nombran los principales objetivos de estudio.

- Determinar el riesgo de rotura del implante ante una angulación de su cuello. Se estudian los casos críticos de comportamiento con deformaciones plásticas del cuello y se determinará para qué casos de deformación el cuello se fracturará.
- Determinar la vida útil del implante ante condiciones realistas de funcionamiento. Tras la deformación plástica del cuello y la influencia de las tensiones residuales en éste, el comportamiento del implante será distinto bajo carga. Se estudiará la resistencia y el comportamiento de la pieza bajo carga de masticación periódica a fatiga.
- Determinar las consecuencias del doblado del cuello del monoimplante en el hueso adyacente. El cambio de comportamiento del implante también influirá en la el tejido óseo en el que se integra. Además, la posible fractura del material o el cambio de su resistencia pueden afectar a la vida del hueso.

1.4 Metodología de trabajo

Este es un trabajo de análisis estático mediante elementos finitos. En primer lugar, se estudia el comportamiento del implante monofásico.

- Se dispone de un implante monofásico comercial con el que se obtendrá un modelo escaneado en 3D que posteriormente se importará al programa SolidWorks. Una vez en Solid Works se refinará el modelo del implante para su correcta simulación.
- Posteriormente, el modelo se implementa en el programa de ANSYS Workbench para un análisis estático de fuerzas y tensiones. El análisis consiste someter al implante dental a cargas según la normativa ISO de implantología [9]. Se simularán cuatro escenarios distintos. El primero con el cuerpo del implante totalmente recto aplicando la carga reglamentaria en la cabeza del mismo. Para los tres ensayos restantes, se doblará el cuello del implante a 15°, 20° y 30° respectivamente antes de aplicar la misma carga del primer escenario.
- En los ensayos se obtienen resultados de la distribución de tensiones en todo el cuerpo del implante. Se detectan las zonas de mayor tensión para el posterior análisis de rotura del cuello del implante. Con ello se puede determinar la diferencia de las tensiones

residuales tras el doblado al comparar los diferentes escenarios y determinar el riesgo que conlleva. Se hace un análisis de la resistencia a fatiga del implante utilizando del criterio de Goodman para analizar las zonas de rotura seguras del implante a fatiga durante su vida útil.

En segundo lugar, se ha hecho un estudio del comportamiento del hueso frente a las cargas sufridas por el implante monofásico en las mismas condiciones.

- Se dispone de un modelo de hueso real de un paciente escaneado y exportado de nuevo a Solid Works. Desde ahí, se ha diseñado el modelo con el implante incrustado en el hueso adaptado y ligeramente simplificado para su correcta simulación.
- El modelo es posteriormente exportado a Ansys Workbench para su análisis por elementos finitos. De nuevo, se han realizado cuatro ensayos en las mismas condiciones que para el implante por sí mismo.
- Se obtienen los mapas de tensiones finales que se puede comparar con el caso del implante sin situarse en el hueso. Asimismo, se determina la influencia del doblado y las altas cargas que sufre el hueso como consecuencia de la carga soportada por el implante.

2. ESTADO DEL ARTE

La implantología dental es una industria en crecimiento que cada año prueba ser más importante con el aumento de la fiabilidad y el éxito a largo plazo de los implantes como la relevancia que tiene en el mercado. En este capítulo se exponen los avances que existen actualmente en el diseño estructural de los implantes, así como la información existente sobre ensayos por elementos finitos de implantes dentales que servirán como base para los ensayos propuestos en este proyecto.

2.1 Diseño de implantes

2.1.1 Material

Un implante dental, como cualquier otro implante, está en contacto con tejidos, materia y fluidos orgánicos del cuerpo humano. Es por ello que se necesita usar un material biocompatible con gran osteointegración que permita retener la pieza artificial externa que es el implante dentro del cuerpo sin que este lo rechace o sufra reacciones alérgicas. La osteointegración es el proceso en el cual existe una conexión funcional entre el hueso de un organismo vivo y la superficie de un implante. El implante queda firmemente sujeto por el hueso proporcionando gran estabilidad al sistema [10]. El material capaz de cumplir estos requisitos en su gran medida es el titanio [11]. La aleación más comúnmente utilizada para la fabricación de implantes dentales es la aleación Ti-6Al-4V. Se compone de una cantidad de 6% de aluminio y 4% vanadio. Esta aleación tiene una resistencia a tracción y a fatiga más elevadas a las del titanio básico. La aleación además presenta una alta resistencia a la corrosión que permiten una supervivencia a largo plazo del material en la boca del paciente. Mediante el fenómeno de pasivado, la aleación de titanio forma una capa estable de óxido cuando se pone en contacto con el aire o agua. La capa actúa como una barrera que evita la corrosión del material dentro del medio húmedo que es el cuerpo humano. La capa de óxido además es capaz de regenerarse aun siendo dañada mecánicamente. También, el titanio de por sí es un material con muy poco peso para las tensiones que puede soportar y las propiedades mecánicas que posee [12] [13].

2.1.2 Estructura

El diseño de un implante busca soportar las cargas biomecánicas del cuerpo humano en su funcionamiento natural. Estas cargas oclusales provienen de numerosas direcciones que se ven transferidas a los tejidos que rodean al implante a través de él. Los dientes naturales distribuyen las fuerzas que sufren a través del ligamento periodontal. Sin embargo, el implante transfiere toda la carga al hueso, lo que supone un riesgo añadido de concentración de cargas y sobretensión en el hueso [14]. Se ha demostrado que las protrusiones en la geometría del implante son críticas para la respuesta del hueso frente a las cargas en el implante, las cuales actúan como aliviadores de tensiones para una transferencia de carga más suave hacia el hueso

[15]. De la misma manera, existen estudios de elementos finitos que ilustran que para distintas geometrías del implante, el estrés distribuido a través del implante también sigue un patrón distinto [16].

Para el diseño del implante la rosca es un elemento fundamental. Las tensiones de compresión que puede soportar el hueso son mucho mayores que las tensiones a tracción [17]. Lo mismo sucede para la mayoría de los materiales y para los implantes también. Con el diseño con rosca, se consigue disminuir considerablemente la tensión que debe soportar el hueso. Las tensiones cortantes que aparecen por el rozamiento con el movimiento del implante se ven reducidas gracias a la rosca, lo que garantiza una mayor longevidad del hueso [18]. La longitud del implante también influye en la efectividad de su integración en el hueso. A mayor longitud se obtiene mayor resistencia a la torsión, sin embargo, esa no es la mayor característica que conlleva aumentar la longitud del implante. Los implantes de mayor longitud consiguen mayor superficie de contacto entre el hueso y el implante proporcionando mayor estabilidad a largo plazo [3]. Sin embargo, la influencia del diámetro del implante prueba ser mucho más importante para la estabilidad del implante una vez se alcanza la altura óptima. Un estudio de Leckholm, Ulf et al. (1994) [19] determina que los implantes con mayor diámetro se corresponden con una probabilidad más elevada de éxito y se recomienda su uso para las zonas posteriores donde las fuerzas oclusales son más elevadas. La siguiente tabla muestra el índice de éxito de los implantes ensayados en el estudio anterior [14].

Study	Year	System	No.	Length	Duration	Success Rate
Quirynen et al.	1991	Brånemark	1273	7 mm	7 yrs	87.4%
				10 mm		93.2%
				13 mm		99.0%
Lekholm et al.	1994	Brånemark	558	7 mm	5 yrs	93.6%
				10 mm		89.7%
				13 mm		94.2%
Buser et al.	1997	ITI	2359	8 mm	7 yrs	91.4%
				10 mm		93.4%
				12 mm		95%
ten Bruggenkate et al.	1998	ITI	253	6 mm	6 yrs	94%
Ferrigno	2002	ITI	1286	8 mm	10 yrs	(survival) 89.6%
				10 mm		91.6%
				12 mm		93%

Comparison of available studies examining the influence of implant fixture length on longitudinal implant success. All studies report implant success rates unless otherwise noted. Only longitudinal studies of 5 years in length or greater were included in this comparison.

Tabla 1: Éxito a largo plazo del implante en función de su longitud [14]

2.2 Hueso

2.2.1 Hueso cortical

El hueso cortical es un tejido óseo denso y resistente que se forma en la capa externa de los huesos. Su función es la de soportar y proteger el cuerpo, proporcionando rigidez y resistencia al esqueleto, en este caso, la estructura ósea de la mandíbula [20] [21]. Es la capa perteneciente a los huesos mandibulares la cual contiene los dientes. Por ello, el hueso cortical es una parte esencial de la estabilidad y soporte de la estructura dental del cuerpo. El hueso cortical es donde los músculos se adhieren al hueso y, por lo tanto, permite el movimiento del cuerpo. También es una fuente de calcio cuando el cuerpo lo requiere, ya que su contenido en minerales es más elevado que el propio de otros tipos de hueso [20]. Su naturaleza y propiedades mecánicas le otorgan cierto grado de elasticidad que le permite absorber y distribuir tensiones y deformaciones durante la acción de masticado y como consecuencia de las fuerzas oclusales [21]. Además, la distribución de cargas evita el daño a los dientes y otras estructuras orales. La capa densa y resistente que es el hueso cortical, ayuda a proteger la estructura esponjosa que es el hueso trabecular, el cual se sitúa debajo del hueso cortical [20].

2.2.2 Hueso trabecular

Como se ha mencionado anteriormente, el hueso trabecular se encuentra debajo y cubierto por el hueso cortical. A diferencia del hueso cortical, el hueso trabecular es una estructura esponjosa y porosa cuya formación similar a un panal de abeja proporciona soporte y flexibilidad al hueso. Su principal función es ayudar a distribuir las cargas mecánicas mientras se reduce el peso de la estructura ósea [22]. Debido a su estructura, el hueso trabecular ocupa mucha área y volumen en relación a su masa y es crucial para la absorción de impactos y cargas impulsivas [23].



Figura 3: Estructura interna de un hueso mandibular [24]



Figura 4: Sección de hueso mandibular en posición D2 [24]

2.3 Ensayos en implantes dentales

2.3.1 Normativa

Los ensayos de implantes dentales se rigen por la norma ISO 14801 [9], la cual determina el método de ensayo de carga dinámica en implantes dentales. De esta manera, se consigue poder

comparar los resultados entre ensayos distintos para cada tipo de implante en función de su tamaño y diseño. Es importante recalcar que la norma no es aplicable para implantes de menos de 8mm de longitud ni con componentes magnéticos. La norma tampoco permite predecir el comportamiento del implante dentro del cuerpo y, especialmente, no permite predecir el comportamiento del funcionamiento de prótesis multi implante. Los ensayos estandarizados son todos ensayos in-vitro, es decir, realizados en laboratorio en condiciones artificiales controladas.

El método de ensayo consiste en colocar el implante con su eje axial desplazado 30° de la dirección de la fuerza aplicada. El implante debe estar orientado para reflejar la situación de mayor desventaja y simulando el funcionamiento real del implante lo máximo posible. Por convención, se utiliza una fuerza de 100 N que incide en el extremo libre del implante. Para el ensayo de fatiga se realiza un diagrama de ciclos de carga. Para frecuencias menores a 2 Hz de la carga, se deben hacer 2 millones de ciclos. Para frecuencias mayores a 2 Hz se realizan 5 millones de ciclos. Para el ensayo sea válido según la normativa, al menos tres muestras diferentes deben ser ensayadas sin presentar ningún fallo después de los ciclos determinados. De manera industrial y para cuestiones de investigación, se suelen ensayar de 10 a 30 probetas para dar los resultados por válidos [25].

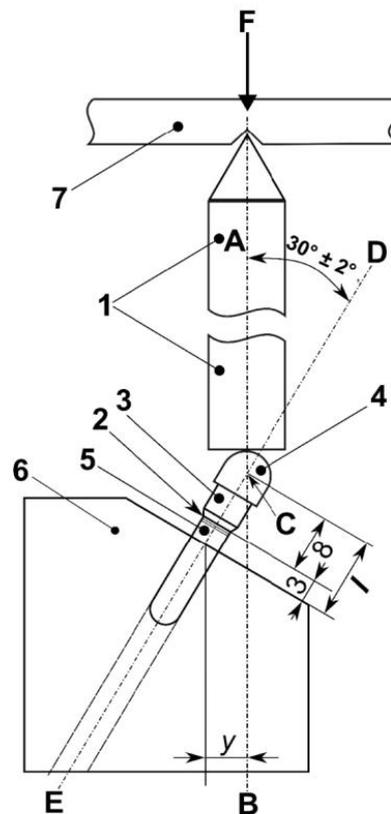


Figura 5: Esquema de ensayo normalizado ISO 14801 [6]

2.3.2 Limitaciones

La normativa internacional existente para implantes dentales no contempla ni especifica varias situaciones de comportamiento real del implante en una situación de funcionamiento diario en la boca del paciente. Las condiciones de la norma ISO 14801 están significativamente simplificadas comparado con el entorno complejo que supone la boca de un ser humano. El ensayo estandarizado supone una sola carga que se transmite en una sola dirección y sentido, de manera que no puede representar las cargas multi direccionales que soportará el implante durante su vida útil, además de no poder representar cómo conseguirá transmitir el implante esas cargas al resto del sistema óseo u otros implantes. No se consideran los factores biológicos, tejidos, fluidos, propiedades mecánicas del hueso, capacidad de regeneración o curación de los tejidos orgánicos entre otras cualidades. Al realizarse en ambientes secos, se desprecia la

influencia de la presencia de saliva o las variaciones de temperatura a lo largo del tiempo. No existe, por tanto, la capacidad de predecir el comportamiento en situaciones reales futuras. La interacción del cuerpo del implante con otras prótesis tampoco se contempla. No se habla del comportamiento conjunto de dos implantes en serie ni la implementación de la prótesis sobre él.

En el proceso de implantación en ocasiones es necesario doblar el implante para poder acceder a él con la prótesis. Esta situación tampoco está planteada en la norma internacional de implantología. El hecho de doblar el implante influye de manera muy significativa el funcionamiento de la pieza. Además del cambio de geometría, si se supera la tensión elástica del material, las propiedades y el límite de carga que soportará el material también variarán. La normativa sólo aporta directrices para ensayar un implante colocado verticalmente sin ninguna deformación previa. Estas situaciones que requieren la manipulación del cuello del implante suponen un factor de riesgo que no ha sido explorado lo suficiente, es por ello que aún no existen convenios ni normativas al respecto.

2.3.3 Ensayos por elementos finitos

Existen muy poca información respecto a la influencia del doblado del cuello de un implante en la vida útil del mismo a lo largo de su uso. El estudio por elementos finitos en implantes se ha usado generalmente para determinar el diseño del implante [26]. En el libro titulado “The Finite Element Method in Engineering Science” del autor O.C. Zienkiewicz [27] además de explicar las bases del estudio por elementos finitos, también se exponen sus usos y aplicaciones como la utilidad que tiene para el estudio biomecánico y las ventajas de los modelos por elementos finitos. Además, en un estudio de prótesis fijas adheridas a implantes osteointegrados de K. R. Williams et al. (1990) [28] se demuestra la utilidad del estudio por elementos finitos como una herramienta capaz de predecir el comportamiento de los implantes, así como la ayuda para diseñar una pieza y disminuir el riesgo potencial de fallo.

Un estudio de 2002 indica que las fuerzas de doblado han demostrado ser significativamente más problemáticas en relación con el estado tensional final en el diente que las cargas axiales.

El siguiente estudio de H. Siadat et al. (2015) [29] sobre la colocación desplazada de implantes afirma que la concentración de tensiones en los tejidos que rodean la osteointegración es directamente proporcional a la desviación del eje del implante con respecto a la corona cuando la carga es aplicada verticalmente.

Bone Type	Thread Number	In-line	0.5 mm	1 mm	1.5 mm
Crestal	1	8.678	11.184	13.819	18.363
Crestal	2	2.327	5.316	7.234	9.155
Spongy	3	1.014	1.463	1.969	2.527
Spongy	4	0.920	1.276	1.517	2.035
Spongy	5	0.865	1.075	1.186	1.609
Spongy	6	0.743	1.031	1.186	1.466
Spongy	7	0.733	0.781	0.980	1.026
Spongy	8	0.688	0.762	0.659	0.904
Spongy	9	0.556	0.535	0.604	0.679
Spongy	10	0.514	0.513	0.504	0.561
Spongy	11	0.482	0.442	0.421	0.429
Spongy	12	0.396	0.419	0.427	0.443

Tabla 2: Tensiones Von-Mises según el desplazamiento del implante frente a la corona [29]

El estudio se realizó con una carga de 100 N vertical descubriendo un aumento de hasta 211,6% de concentración de tensiones en el cuello del implante para una desviación de 1,5 mm. Las mayores tensiones se reportaron en el cuello del implante, lo cual es un resultado común en todos los estudios de implantes dentales por elementos finitos. El estudio [29] también expresa que la pérdida de hueso empieza habitualmente en la cresta alveolar. Es importante recalcar que la mayoría de las tensiones son soportadas por la zona cortical, correspondiendo a los primeros tres dientes de la rosca. Con esto se determina que la integridad de la capa de hueso cortical es crucial para la estabilidad del implante en el hueso.

El siguiente estudio de K. Akça (2001) [30] presenta el caso de la implantación en serie de varios implantes simples. Para ello, usan diferentes configuraciones con varios tamaños de implante. Es este estudio se llega a la conclusión de que las tensiones finales en el hueso son muy similares independientemente de su colocación recta o escalonada.

Table 1 Configurations of 3-Implant-Supported Fixed Partial Prostheses				
Model	5-6-7*	Configuration	Diameter	Length
1	•••	Splinted along a straight line	4.1 mm	10 mm
2	•••	Splinted along a straight line	3.75 mm	10 mm
3	•••	Splinted along a straight line	4.1 mm	8 mm
4	•••	Splinted along a straight line	3.75 mm	8 mm
5	•••	Three single crowns along a straight line	3.75 mm	10 mm
6	•••	Splinted buccal offset implant placement	3.75 mm	10 mm
7	•••	Splinted lingual offset implant placement	3.75 mm	10 mm

*Mandibular left second premolar, first molar, second molar.

Tabla 3: Colocación de implantes para los ensayos [30]

Table 2 Highest Tensile and Compressive Stress Values Recorded at Cortical Bone in the Cervical Region of the Implants					
Model	Configuration	Implant diameter	Implant length	Maximum tensile stress (MPa)	Maximum compressive stress (MPa)
1	Splinted along a straight line	4.1 mm	10 mm	53.12	132.2
2	Splinted along a straight line	3.75 mm	10 mm	58.65	138.9
3	Splinted along a straight line	4.1 mm	8 mm	54.55	134.8
4	Splinted along a straight line	3.75 mm	8 mm	58.93	145.4
5	Three single crowns along a straight line	3.75 mm	10 mm	77.39	139.7
6	Splinted buccal offset implant placement	3.75 mm	10 mm	59.76	142.3
7	Splinted lingual offset implant placement	3.75 mm	10 mm	59.24	139.1

Tabla 4: Tensiones finales según la colocación de los implantes [30]

El próximo estudio de T. Goldman et al. (2009) [31] es de los pocos que se pueden encontrar en el cual se evalúa el comportamiento de un implante tras doblarlo. En este estudio se ha realizado una deformación máxima de 13° debido a las limitaciones computacionales del hardware empleado. Sin embargo, también afirman que sí es posible obtener mayores deformaciones para trabajar con el implante. Los autores indican que los valores de los resultados para ángulos mayores a 13° eran tan distintos e irracionales que tuvieron que ser descartados según el criterio de los autores. Sin embargo, tal y como se verá posteriormente en este trabajo, es muy probable que aquellos resultados pudieran tener una explicación razonable por muy exagerados que parecieran.

Para su estudio, se aplicó una fuerza que llevara al implante a una deformación de 15° para que, después de la recuperación elástica del material, el implante se quedara con una deformación de 13°. Después, se le aplicó una carga de 450 N perpendicularmente a la superficie del pilar cristal. Se concluyó que las tensiones elásticas desaparecieron después del doblado y la posterior relajación del material, mientras que las tensiones residuales y deformaciones plásticas permanecen. Estas tensiones residuales son las que después influyen en gran medida la distribución final de tensiones en el implante al estar sometido bajo carga. Además, las tensiones residuales son mucho mayores que las tensiones que aparecen debido a la carga una vez ya se ha doblado el implante, indicando que la influencia de las tensiones residuales es mucho mayor que la carga que se le aplica. También se debe tener en cuenta que este resultado se obtiene con la carga de 450 N que es muy elevada comparada con la carga sugerida por la normativa de 100 N. Con ello se puede deducir que en casos con cargas inferiores esta conclusión también se cumplirá.

En cuanto a la comparación de los implantes deformados con los implantes pre angulados, las tensiones en los cuerpos de los implantes deformados parecen estar más distribuidas que en los pre angulados. Este estudio indica que los implantes deformados deberían ser capaces de resistir las cargas masticatorias con más facilidad.

Un estudio de O. Kayabasi et al. (2006) [32] evalúa el comportamiento de un implante dental convencional colocado en el hueso, evaluando su comportamiento estático, dinámico y a fatiga con elementos finitos. Afirman que el valor de la tensión final en el hueso será mayor cuanto menor sea el área de hueso que rodee la pieza del implante. La concentración de tensiones y movimiento del implante frente al hueso será menor cuanto mayor sea la densidad del hueso cortical que rodea el implante [33]. Los autores del estudio [32] afirman que el comportamiento dinámico de la pieza puede añadir hasta un 20% de carga adicional al funcionamiento del modelo. La salud de la cresta del hueso ha probado ser de gran importancia, siendo la pérdida de ella un detonante para el potencial fallo del implante, así como un factor que potencia mucho la periimplantitis [16]. En el estudio se aplican fuerzas de módulo bajo tanto axiales como horizontales. Todas las cargas se aplicaron con el implante en una posición recta. La carga total pretendía simular una carga masticatoria oblicua a la cabeza del implante. Los resultados obtenidos afirman que el implante pudo soportar todos los ensayos, siendo apto para la

supervivencia en un escenario real y no presentar fallos en su vida útil. Se tomó una aleación de titanio Ti-6Al-4V con límite elástico de 800 MPa y módulo de Young de 110 GPa.

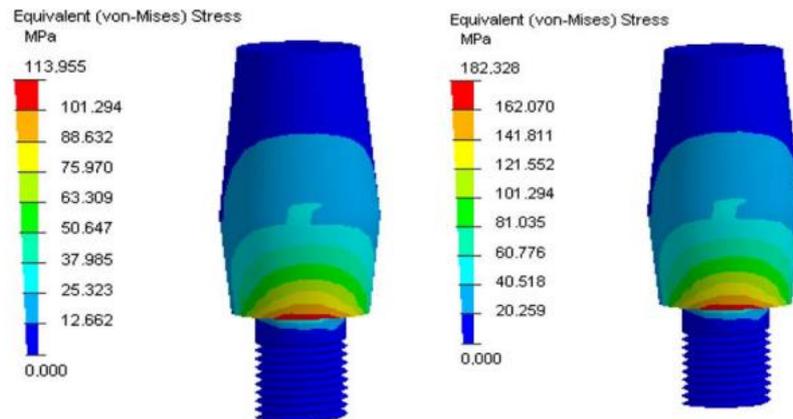


Figura 6: Tensiones en el cuello del implante para ensayo estático y dinámico [32]

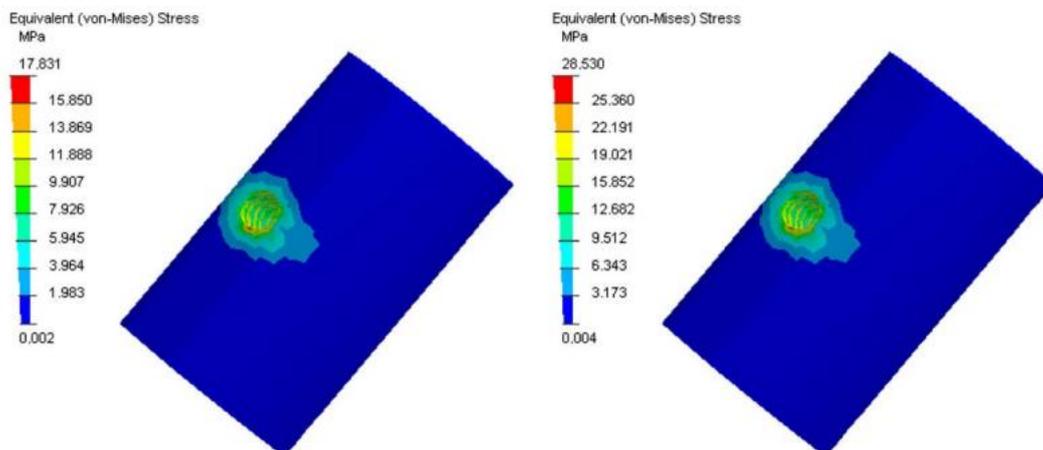


Figura 7: Tensiones en el hueso para ensayo estático y dinámico [32]

Como se puede ver, los ensayos en implantes dentales son casi exclusivamente realizados con implantes rectos y siempre se reproducen unas condiciones similares de funcionamiento. Sin embargo, en ocasiones es necesario doblar el cuello de un implante para asegurar que está bien alineado con el hueso mandibular y las estructuras que lo rodean. Esta es una buena solución para adaptarse a las condiciones anatómicas del paciente para conseguir objetivos tanto estéticos como funcionales en la cirugía del paciente. El problema principal suele ser la

necesidad de evitar estructuras críticas como los nervios, es más común en zonas como el maxilar posterior y otras zonas donde la cantidad de hueso es más limitada [34]. Otra razón para optar por el doblado del implante o implantes angulados es garantizar la alineación de estructuras multi implante y simplificar la fase de cirugía de la prótesis [35]. En todo caso hay que asegurarse de no comprometer la integridad estructural del implante ni del hueso en el proceso de doblado. Los implantes dentales en ocasiones se doblan hasta los 30° según han informado los dentistas. En este artículo habla de nuevos modelos de implantes que se doblan hasta los 30° ayudando a la retención, estabilidad e higiene del implante [36].

Por esta razón este proyecto estudia el comportamiento de los implantes bajo carga una vez han sido deformados para poder acomodarse a la anatomía de las personas. Se pretende utilizar un modelo de ensayo reproducible acorde a la normativa internacional y posteriormente comparar los resultados con el caso inicial sin deformación en condiciones similares a ensayos realizados anteriormente.

3. ENSAYO DEL IMPLANTE

En este apartado se muestran los procesos de ensayo que se ha empleado para estudiar el implante monofásico. Se explica la metodología empleada desde la obtención del modelo y su mallado hasta el mallado y las condiciones de la simulación. Se han diseñado las condiciones de contorno del modelo, así como las fuerzas que actuarán sobre el implante para obtener los resultados que se expondrán posteriormente.

3.1 Modelo del implante

El implante dental que se ha utilizado para este estudio es el modelo de implante monofásico ROOTT C3510. El modelo se caracteriza por tener un cuello largo capaz de doblarse para fases quirúrgicas que lo necesiten. El implante está diseñado en primera instancia para doblados de

15° [37]. El implante además tiene una forma alargada y fina que intenta minimizar el daño al hueso y facilitar la implantación. El nombre del modelo indica que el diámetro de la base de la cabeza es de 3,5 mm y tiene 10 mm de longitud.



Figura 8: Implante monofásico ROOTT 3510 [37]



Figura 9: Simulación de pieza implantada en el hueso [37]

El modelo del implante para la simulación se realiza en Solid Works con la ayuda de un escaneado previo en 3D del implante real. Posteriormente, se exporta el implante como un archivo de pieza en Solid Works.

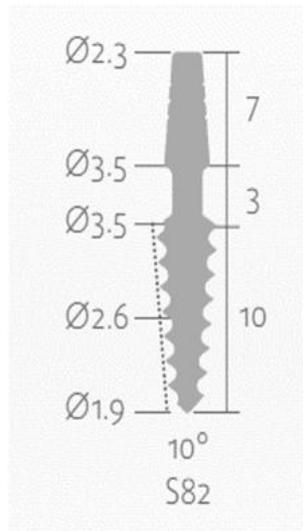


Figura 10: Dimensiones de implante C3510

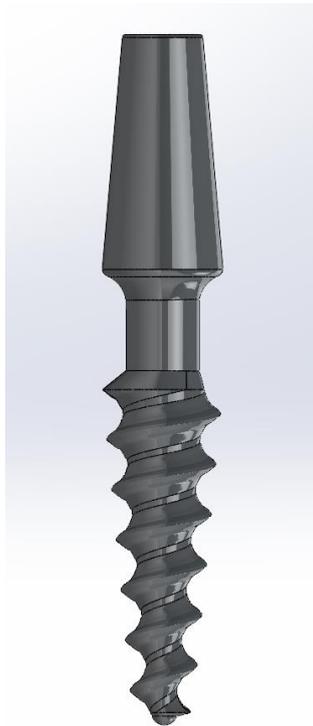


Figura 11: Modelo del implante en Solid Works

3.2 Material



Figura 12: Esquema de proyecto de simulación en Ansys Workbench

La simulación por elementos finitos se ha realizado con el programa ANSYS Workbench. Se ha realizado un estudio estructural estático de la pieza para todos los casos. La pieza del implante hecha en Solid Works se implanta al programa de ANSYS. En el caso de la simulación del implante sólo se ha considerado un material dado que se ha elegido ese mismo material para el implante completo. El material del cual está hecho el implante con el que se trata es la aleación Ti-6Al-4V ELI recocido como se puede apreciar en la ficha técnica del fabricante [37], por lo tanto, ese es el material que se ha escogido para el modelo a simular del monoimplante. Esta aleación se caracteriza por tener niveles bajos de oxígeno, carbono y hierro en comparación con otras aleaciones de Ti-6Al-4V [38]. Las propiedades mecánicas del material se han tomado directamente de la base de datos del programa Ansys Granta EduPack e importado a Ansys Workbench. A continuación, se muestran los valores de las propiedades mecánicas del material del implante.

Propiedades mecánicas de Ti-6Al-4V ELI recocido	
Densidad	4430 Kg/m ³
Módulo de Young	1,139E+11 Pa

Coeficiente de Poisson	0,34185
Límite elástico	8,2704E+08 Pa
Tensión de rotura a tracción	8,845E+08 Pa

Tabla 5: Propiedades mecánicas Ti-6Al-4V ELI recocido

	A	B	C	D	E
1	Temperature (K)	Young's Modulus (Pa)	Poisson's Ratio	Bulk Modulus (Pa)	Shear Modulus (Pa)
2	273,15	1,139E+11	0,34185	1,2004E+11	4,2441E+10
3	339,82	1,062E+11	0,34185	1,1192E+11	3,9572E+10
4	406,45	1,014E+11	0,34185	1,0686E+11	3,7784E+10
5	473,15	9,802E+10	0,34185	1,033E+11	3,6524E+10
6	539,85	9,487E+10	0,34185	9,9981E+10	3,535E+10
7	606,45	9,054E+10	0,34185	9,5418E+10	3,3737E+10
8	673,15	8,373E+10	0,34185	8,8241E+10	3,1199E+10
9	739,85	7,296E+10	0,34185	7,6891E+10	2,7186E+10
10	806,45	5,699E+10	0,34185	6,0061E+10	2,1236E+10
11	873,15	3,451E+10	0,34185	3,6369E+10	1,2859E+10
*					

Tabla 6: Propiedades isotrópicas de elasticidad de Ti-6Al-4V ELI recocido

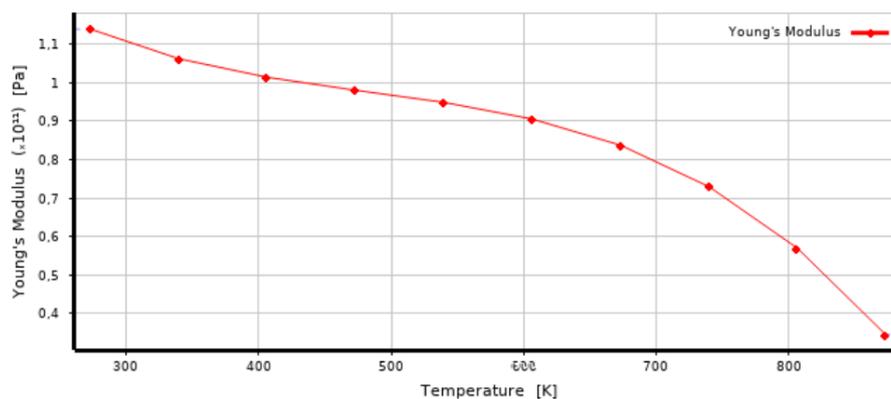


Gráfico 1: Módulo de Young según la temperatura Ti-6Al-4V ELI recocido

	A	B	C
1	Temperature (K) ▾	Yield Strength (Pa) ▾	Tangent Modulus (Pa) ▾
2	296,15	8,2704E+08	1,27E+09
*			

Tabla 7: Endurecimiento isotrópico bilineal Ti-6Al-4V ELI recocido

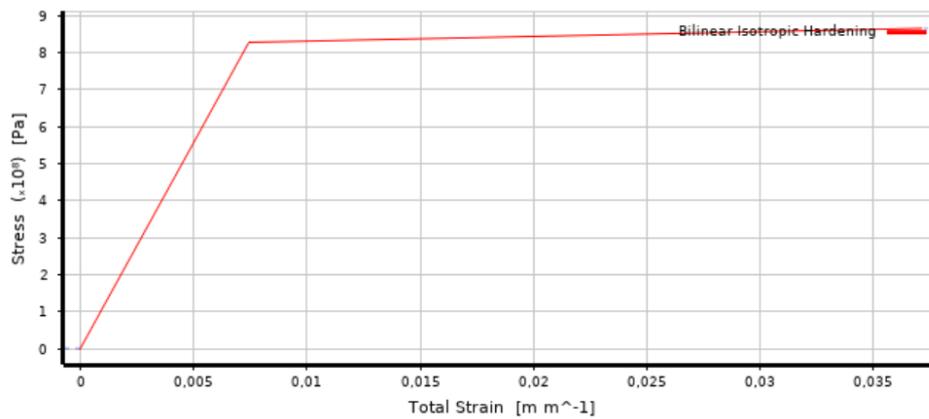


Gráfico 2: Curva tensión-deformación Ti-6Al-4V ELI recocido

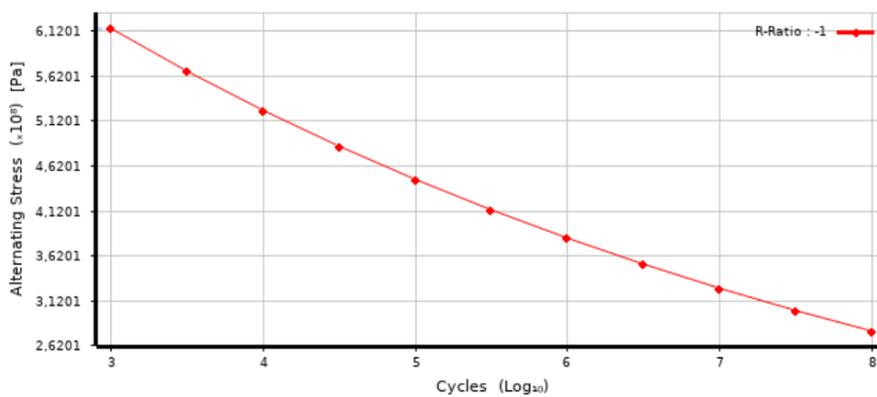


Gráfico 3: Tensión de rotura según número de ciclos de carga Ti-6Al-4V ELI recocido

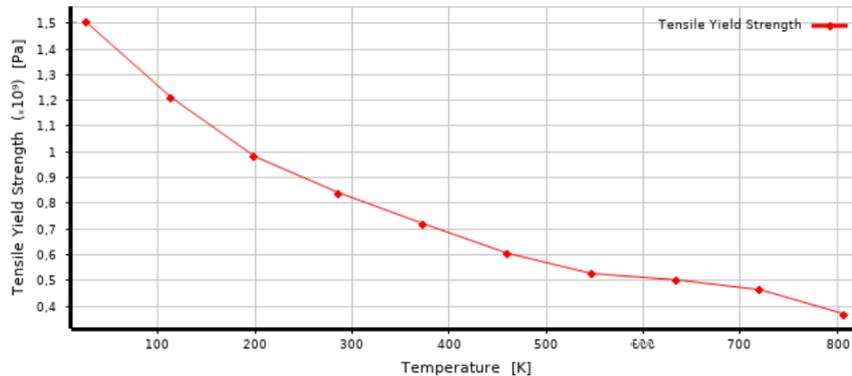


Gráfico 4: Límite elástico según temperatura Ti-6Al-4V ELI recocido

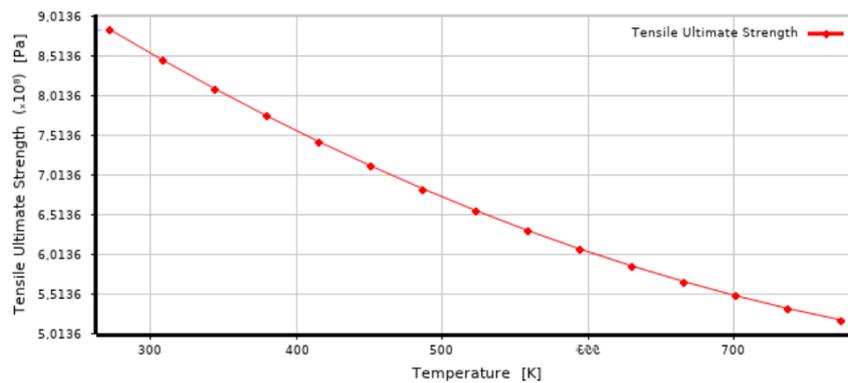


Gráfico 5: Tensión final rotura según temperatura Ti-6Al-4V ELI recocido

3.3 Mallado

Tras la elección del material, se ha realizado el mallado del implante para su simulación. La zona más crítica y de mayor relevancia en las simulaciones es el cuello del implante. Los parámetros de la malla generales son:

- Preferencia física mecánica no lineal (Physics preference: Nonlinear Mechanical)
- Oblicuidad objetivo de 0,1 (Target Skewness: 0,1)

Para el mallado del cuello se ha usado un ‘face sizing’ para poder modificar los parámetros específicos de la zona crítica. En él se ha limitado el tamaño de los elementos a $1e-004$ m, obteniendo una cantidad mucho mayor de elementos en esa zona.

Para el mallado de la rosca se ha hecho otro ‘face sizing’, limitando el tamaño de elementos a $2e-4$ m y el tamaño de detalles descartables a $7e-6$ m para facilitar la geometría de mallado de la rosca.

El parámetro utilizado para medir la calidad de la malla ha sido la oblicuidad o ‘skewness’. La oblicuidad se refiere a la desviación de los elementos finitos con respecto a la forma ideal o real. Para valores entre -0,5 y 0,5 la distribución es simétrica [39] y valores entre -1 y 1 se consideran buen resultado [40].

A continuación, se muestra el resultado de la malla del implante, así como los valores finales del ‘skewness’ obtenidos.



Figura 13: Mallado del implante completo

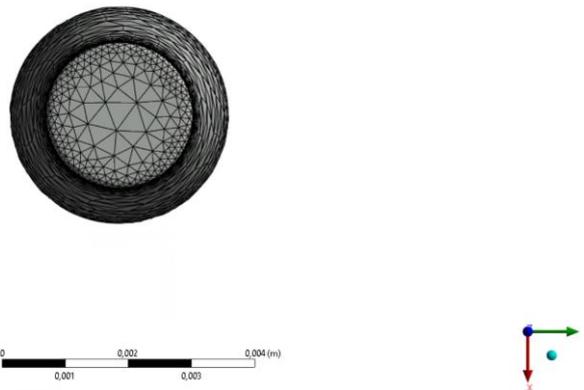


Figura 14: Vista de planta de la malla

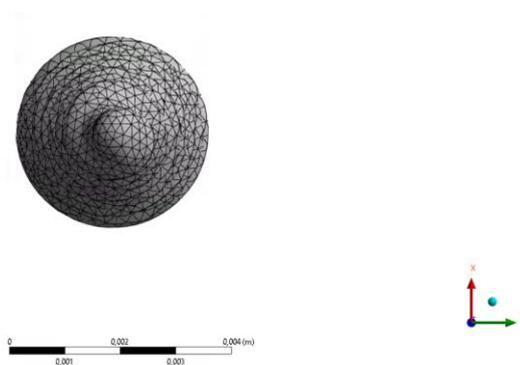


Figura 15: Vista inferior de la malla

Mesh Metric	Skewness
Min	8,6989e-004
Max	0,79646
Average	0,24424
Standard Deviation	0,11698

Tabla 8: Valores de 'skewness' de la malla

Nodes	86738
Elements	56573

Tabla 9: Número de nodos y elementos de la malla

3.4 Condiciones de análisis

Se busca estudiar el implante en situaciones clínicas reales en las cuales es necesario doblar el cuello del implante para poder colocar la prótesis sobre él adecuadamente. Como se ha mencionado previamente en el apartado 3.1 Modelo del implante, el implante ROOTT C3510 está diseñado para ser deformado 15° con respecto a su posición inicial. Existen situaciones reales en las que este mismo implante se ha doblado hasta los 30°. Es por ello que el implante se ha ensayado en cuatro escenarios distintos, sin ángulo de deformación (0°), con 15° de deformación, con 20° de deformación y con 30° de deformación. Todos los ensayos se han realizado en dos pasos y cada paso dura el equivalente a un segundo de simulación. Para el correcto funcionamiento de las simulaciones, también se ha activado el ajuste de grandes desviaciones el cual permite analizar los desplazamientos y deformaciones reales que sufre la pieza.

Step Controls	
Number Of Steps	2,
Current Step Number	1,
Step End Time	1, s
Auto Time Stepping	Program Control...

Tabla 10: Ajustes de los pasos de la simulación

- Paso 1: Obtención del ángulo de doblado deseado. Se aplica una fuerza horizontal perpendicular a la cabeza del implante tomando toda la geometría de la cabeza. La fuerza es una carga en rampa que llega a su módulo máximo en 0,5 segundos donde se produce el momento de máxima deformación del cuello. Después, la carga desciende con la misma pendiente de manera que se relaja el cuello y se queda con la deformación final deseada en 1s al final del primer paso.
- Aplicación de la carga ISO. Se aplica la carga normalizada ISO 14801 de módulo 100 N y dirección 30° respecto a la cara superior del implante. En este caso la fuerza se empieza a aplicar en el segundo 1, el final del paso anterior, y aumenta en forma de rampa hasta el segundo 2 para llegar al módulo de 100 N al final del segundo paso. De nuevo se toma la geometría completa de la cabeza del implante para aplicar la carga.

Para la simulación se han de reproducir las condiciones realistas de funcionamiento del implante. Para ello el implante se debe sujetar por la rosca como si estuviera colocado dentro del hueso. Es por ello que se le han impuesto unas condiciones de contorno de empotramiento en la geometría de la rosca que no permitirá los desplazamientos ni los giros de la pieza dentro del hueso. A continuación, se muestra el agarre empotrado aplicado a la totalidad de la rosca en la simulación.

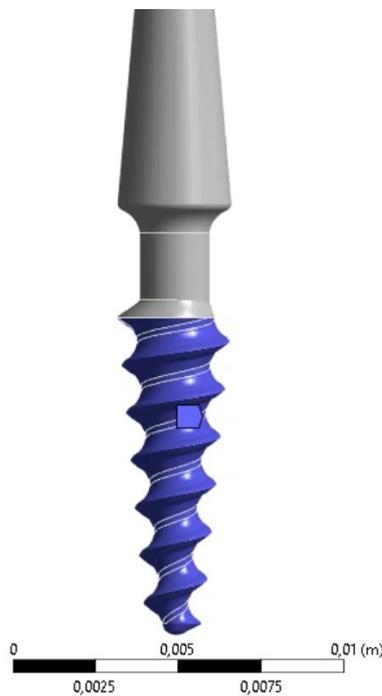


Figura 16: Agarre para la simulación del implante

3.5 Cargas

La normativa indica que el implante debe estar colocado en la posición en la cual le sea más desfavorable. Por lo tanto, se ha hecho un estudio de la orientación óptima del implante para su ensayo indicando la orientación que resultará en las tensiones más elevadas para el modelo. Para ello se ha aplicado una carga horizontal a la cabeza del implante de 390 N variando el ángulo de aplicación alrededor del eje Z sin variar su módulo. Posteriormente, se ha analizado el valor máximo de tensión von-Mises para determinar el ángulo de deformación más

desfavorable. Se ha tomado como el ángulo de 0° al que es coincidente con el eje Y, el cual se puede definir, en la geometría, como el punto opuesto al punto más alto de la rosca. Se define la fuerza por componentes y se parametriza cada una de las componentes, así como también se ha parametrizado los resultados de tensión máxima von-Mises y tensiones máximas, mínimas y medias principales. Con ello, se han obtenido los resultados para todos los ángulos de aplicación de la fuerza aumentando el ángulo de 5° en 5° en sentido antihorario en el plano XY.

- Cálculo de componentes de la fuerza:

$$F_x = -\sin\left(\text{angle} * \frac{\pi}{180}\right) * 390$$

$$F_y = \cos\left(\text{angle} * \frac{\pi}{180}\right) * 390$$



Figura 17: Zona de aplicación de la fuerza

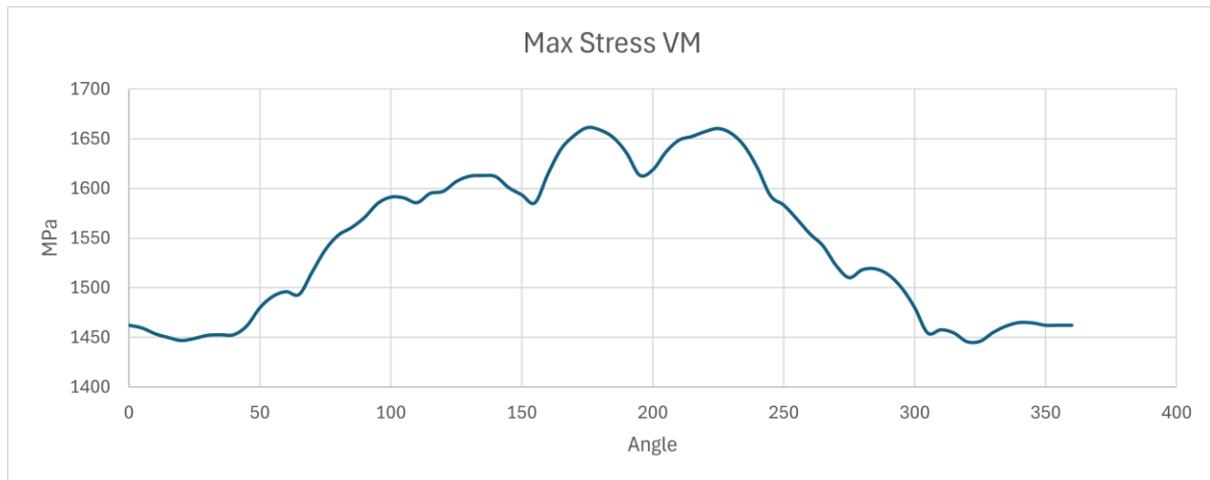


Gráfico 6: Tensión máxima VM según sentido de la fuerza

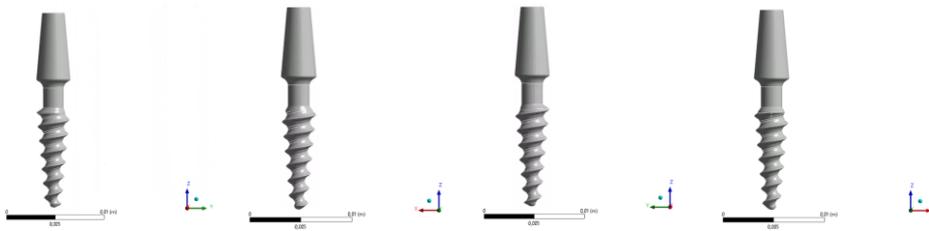


Figura 18: 0°

Figura 19: 90°

Figura 20: 180°

Figura 21: 270°

Tras el análisis de orientación del implante, se ha identificado que el ángulo de aplicación más desfavorable para la simulación es 175° con respecto al eje Y. El ángulo más favorable, por otro lado, para el cual la tensión máxima de von-Mises es mínima, corresponde a 320°.

Angle	x	y	Max Stress VM	MPS	S1 MPa Min	S2_MP a Max	S2_MP a Min
175	-33,9907	-388,516	1661,368125	1759,651013	-1197,834826	866,9638605	-2850,5531
320	250,6872	298,7573	1445,781257	1755,894571	-1302,932904	372,401825	-2305,7309

Tabla 11: Fuerzas y resultados para caso de máxima y mínima tensión VM

3.5.1 Caso deformación 30°

La fuerza en este caso debe doblar el implante de manera que, al finalizar el primer paso, el cuello esté deformado 30° con respecto a la vertical. Por método iterativo de prueba y error se ha encontrado que la fuerza que aplicada en rampa a la cabeza del implante que logra ese objetivo es de 390N.

- Paso 1: Fuerza horizontal de módulo 390 N. El valor máximo se alcanza en el momento $t=0,5s$. El caso más desfavorable corresponde con el ángulo de 175° con respecto al eje Y. Por ello, hay que calcular las componentes para la fuerza vaya en ese sentido.

$$F_x = -\sin\left(175 * \frac{\pi}{180}\right) * 390 = -33,9907 \text{ N}$$

$$F_y = \cos\left(175 * \frac{\pi}{180}\right) * 390 = -388,516 \text{ N}$$

$$F_z = 0 \text{ N}$$

- Paso 2: Aplicación de la carga ISO de módulo 100 N. La carga se va a aplicar a 90° en sentido horario según el eje Z con respecto a la fuerza horizontal del paso 1. Además, la fuerza se aplica a 30° de la vertical del implante una vez deformado según indica la norma.

$$F_x = -64,27 * \cos\left(5 * \frac{\pi}{180}\right) = -64,0254 \text{ N}$$

$$F_y = 64,27 * \sin\left(5 * \frac{\pi}{180}\right) = 5,6015 \text{ N}$$

$$F_z = -76,6 \text{ N}$$

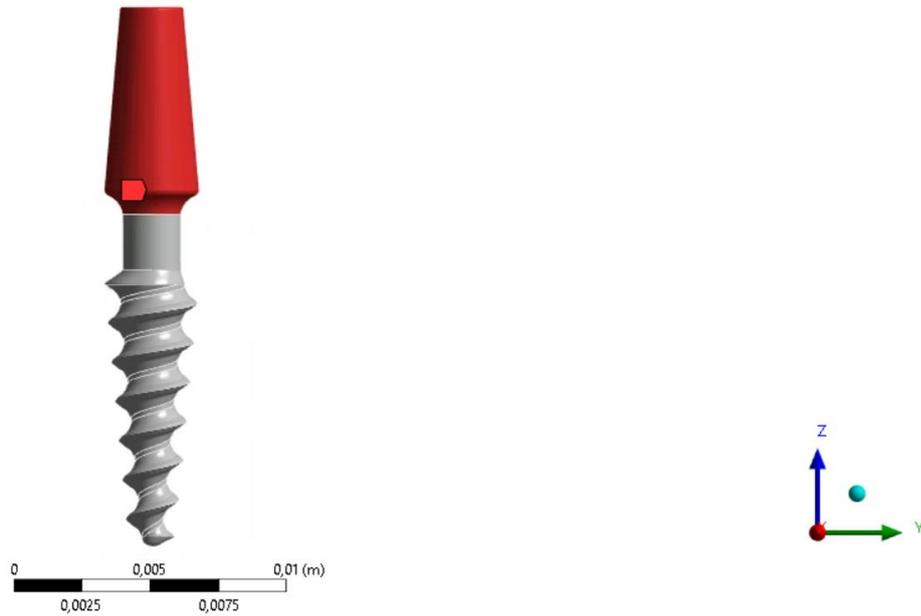


Figura 22: Zona de aplicación de la fuerza

	Steps	Time [s]	✓ X [N]	✓ Y [N]	✓ Z [N]
1	1	0,	0,	0,	0,
2	1	0,5	-33,991	-388,52	0,
3	1	1,	0,	0,	0,
4	2	2,	-64,025	5,6015	-76,6
*					

Tabla 12: Fuerza aplicada para deformación 30°

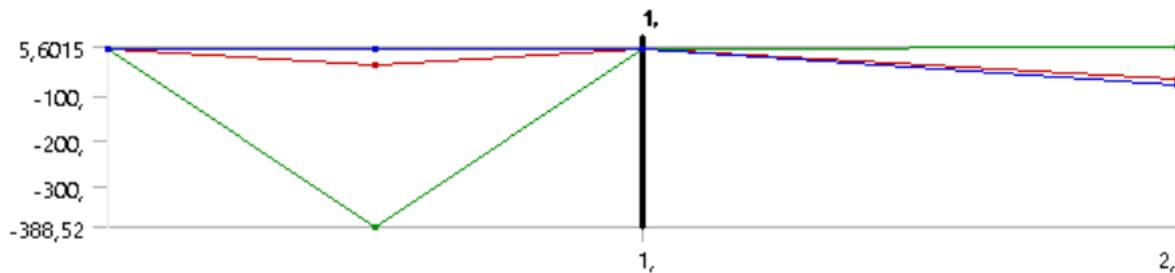


Gráfico 7: Fuerza aplicada para deformación 30°

3.5.2 Caso deformación 20°

La fuerza en este caso debe doblar el implante de manera que, al finalizar el primer paso, el cuello esté deformado 20° con respecto a la vertical. Por método iterativo de prueba y error se ha encontrado que la fuerza que aplicada en rampa a la cabeza del implante que logra ese objetivo es de 340N.

- Paso 1: Fuerza horizontal de módulo 340 N. El valor máximo se alcanza en el momento $t=0,5s$. El caso más desfavorable corresponde con el ángulo de 175° con respecto al eje Y. Por ello, hay que calcular las componentes para la fuerza vaya en ese sentido.

$$F_x = -\sin\left(175 * \frac{\pi}{180}\right) * 340 = -29,633 \text{ N}$$

$$F_y = \cos\left(175 * \frac{\pi}{180}\right) * 390 = -338,706 \text{ N}$$

$$F_z = 0 \text{ N}$$

- Paso 2: Paso 2: Aplicación de la carga ISO de módulo 100 N. La carga se va a aplicar a 90° en sentido horario según el eje Z con respecto a la fuerza horizontal del paso 1. Además, la fuerza se aplica a 20° de la vertical del implante una vez deformado según indica la norma.

$$F_x = -50 * \cos\left(5 * \frac{\pi}{180}\right) = -49,8097 \text{ N}$$

$$F_y = 50 * \sin\left(5 * \frac{\pi}{180}\right) = 4,357787 \text{ N}$$

$$F_z = -86,6 \text{ N}$$

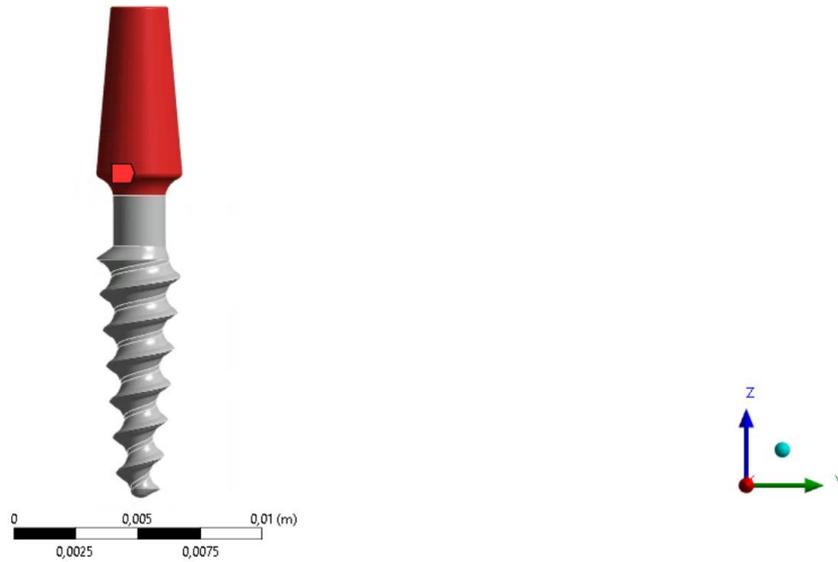


Figura 23: Zona de aplicación de la carga

	Steps	Time [s]	✓ X [N]	✓ Y [N]	✓ Z [N]
1	1	0,	0,	0,	0,
2	1	0,5	-29,633	-338,71	0,
3	1	1,	0,	0,	0,
4	2	2,	-49,81	4,3578	-86,6
*					

Tabla 13: Fuerza aplicada para deformación 20°

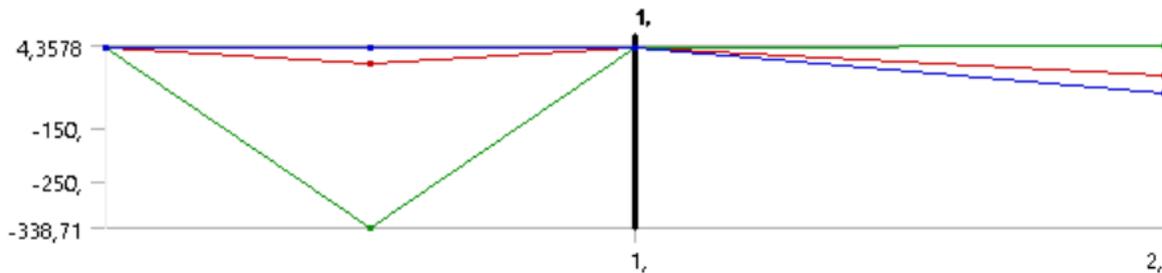


Gráfico 8: Fuerza aplicada para deformación 20°

3.5.3 Caso deformación 15°

La fuerza en este caso debe doblar el implante de manera que, al finalizar el primer paso, el cuello esté deformado 15° con respecto a la vertical. Por método iterativo de prueba y error se ha encontrado que la fuerza que aplicada en rampa a la cabeza del implante que logra ese objetivo es de 315N.

- Paso 1: Fuerza horizontal de módulo 315 N. El valor máximo se alcanza en el momento $t=0,5s$. El caso más desfavorable corresponde con el ángulo de 175° con respecto al eje Y. Por ello, hay que calcular las componentes para la fuerza vaya en ese sentido.

$$F_x = -\sin\left(175 * \frac{\pi}{180}\right) * 315 = -27,4541 N$$

$$F_y = \cos\left(175 * \frac{\pi}{180}\right) * 315 = -313,801 N$$

$$F_z = 0 N$$

- Paso 2: Paso 2: Aplicación de la carga ISO de módulo 100 N. La carga se va a aplicar a 90° en sentido horario según el eje Z con respecto a la fuerza horizontal del paso 1. Además, la fuerza se aplica a 15° de la vertical del implante una vez deformado según indica la norma.

$$F_x = -42,26 * \cos\left(5 * \frac{\pi}{180}\right) = -42,0992 N$$

$$F_y = 42,26 * \sin\left(5 * \frac{\pi}{180}\right) = 3,683202 N$$

$$F_z = -90,63 N$$

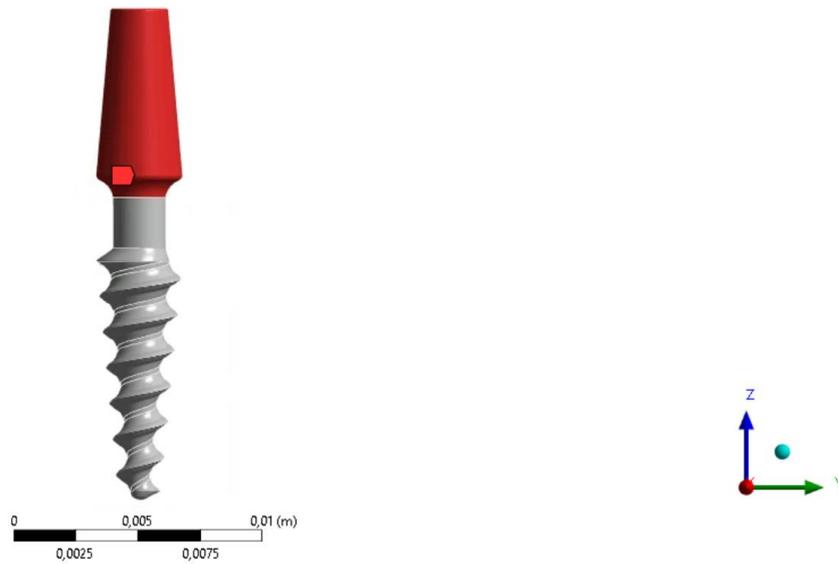


Figura 24: Zona aplicación de la carga

	Steps	Time [s]	✓ X [N]	✓ Y [N]	✓ Z [N]
1	1	0,	0,	0,	0,
2	1	0,5	-27,454	-313,8	0,
3	1	1,	0,	0,	0,
4	2	2,	-42,099	3,6832	-90,63
*					

Tabla 14: Fuerza para deformación 15°

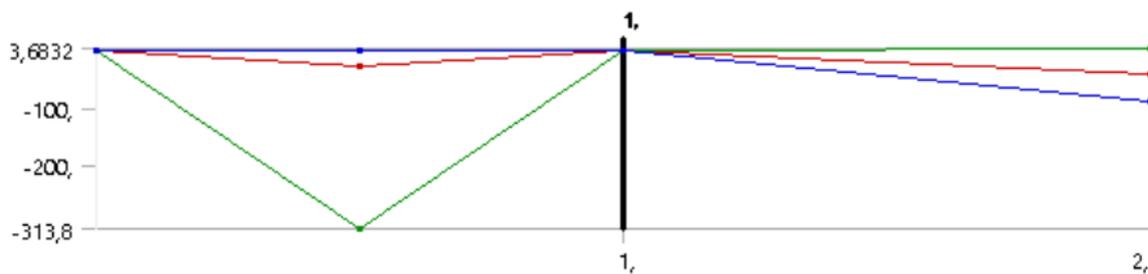


Gráfico 9: Fuerza para deformación 15°

3.5.4 Caso sin deformación 0°

En este caso, no se aplica fuerza horizontal que deforme el implante antes de aplicar la carga ISO.

- Paso 1: No se aplica fuerza de doblado ni ninguna carga adicional.

$$F_x = F_y = F_z = 0 \text{ N}$$

- Paso 2: Aplicación de la carga ISO de módulo 100 N. La carga se va a aplicar a 90° en sentido horario según el eje Z con respecto a la fuerza horizontal del paso 1 de los casos anteriores. De esta manera, la carga ISO siempre tiene el mismo sentido para todos los casos y serán comparables. Como no hay deformación previa, la fuerza no necesita separarse en más componentes.

$$F_x = -100 * \sin\left(30 * \frac{\pi}{180}\right) * \cos\left(5 * \frac{\pi}{180}\right) = -49,8097 \text{ N}$$

$$F_y = 100 * \sin\left(30 * \frac{\pi}{180}\right) * \sin\left(5 * \frac{\pi}{180}\right) = 4,357787 \text{ N}$$

$$F_z = -100 * \cos\left(30 * \frac{\pi}{180}\right) = -86,6025 \text{ N}$$

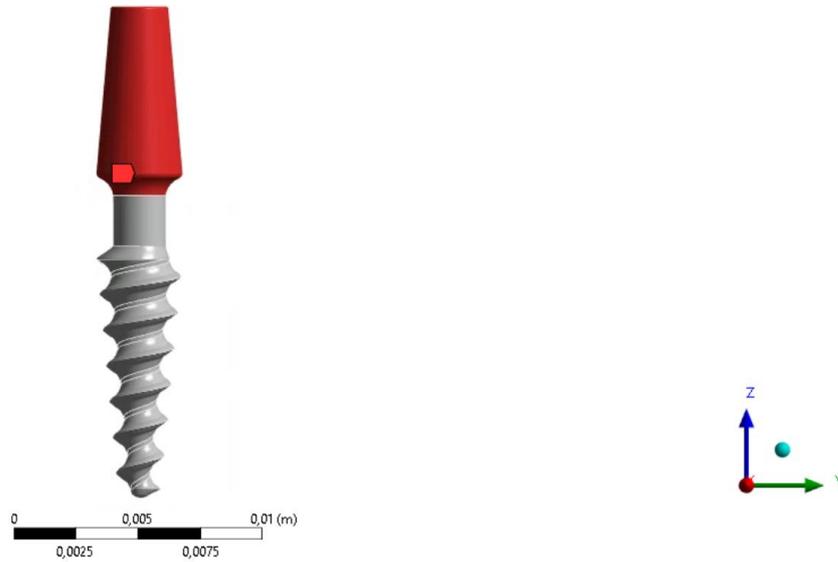


Figura 25: Zona aplicación de la fuerza

	Steps	Time [s]	✓ X [N]	✓ Y [N]	✓ Z [N]
1	1	0,	0,	0,	0,
2	1	0,5	0,	0,	0,
3	1	1,	0,	0,	0,
4	2	2,	-49,81	4,3578	-86,603
*					

Tabla 15: Fuerzas para sin deformación 0°

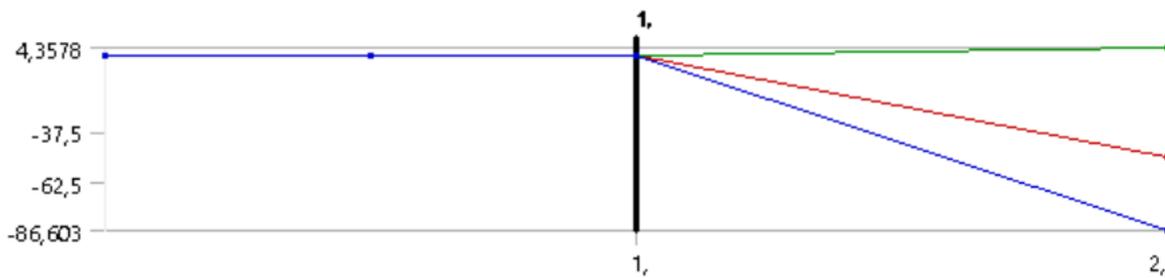


Gráfico 10: Fuerzas para sin deformación 0°

4. ENSAYO DE IMPLANTE Y HUESO

4.1 Modelo de ensayo

Para este ensayo se parte del mismo modelo de implante que en los ensayos anteriores el modelo ROOTT C3510. Se mantiene la misma geometría y material que en los casos anteriores. El objetivo es analizar el comportamiento del implante en las mismas condiciones de ensayo, simulando así mejor el comportamiento real en la boca de un paciente. A su vez, el principal enfoque de este ensayo es cuantificar las consecuencias que sufre el hueso bajo las mismas cargas y condiciones de doblado sobre el implante.

El modelo del hueso se ha obtenido escaneando un hueso real de un paciente para luego exportarlo a Solid Works. Se ha escaneado el hueso cortical y el hueso trabecular por separado. Se han tomado las piezas del hueso trabecular, hueso cortical y el implante por separado y se han juntado en un ensamblaje en SolidWorks. En este caso, al simular las condiciones reales de implantación, el implante ha de incrustarse con la angulación correcta para cada caso concreto con respecto a la vertical del hueso. Al ser una geometría poco simétrica, las coordenadas y planos principales se han tomado sin una referencia clara más que la inspección visual. Los planos principales y ejes de coordenadas sin embargo han sido los mismos para todos los casos. El hueso trabecular se coloca en el interior del hueso trabecular quedando cubierto por él. El hueso contiene las posiciones 4 y 5 del mandibular. El implante se ha colocado en la posición 5 lo más centrado posible.



Figura 26: Modelo hueso cortical en SolidWorks

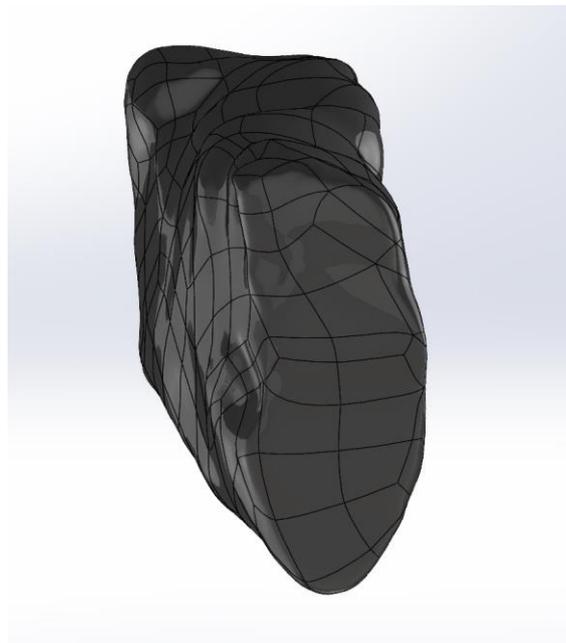


Figura 27: Modelo hueso trabecular en SolidWorks

De nuevo, las simulaciones han de realizarse pensando en la situación más desfavorable. El implante se ha de doblar con una fuerza perpendicular al largo del hueso y en sentido desde el interior de la boca hacia el exterior. De esta manera, se deben acomodar las condiciones de simulación más desfavorables de los ensayos del implante a las condiciones de posicionamiento en el hueso. El implante se ha colocado angulado unos 30°, 20° o 15° con

respecto al plano de perfil. Después, se ha rotado el implante sobre su propio eje unos 175° en sentido antihorario con respecto al eje Z del implante como en el estudio anterior. Para los ejes del modelo se ha tomado el eje Z coincidente con el plano de perfil y la dirección vertical del hueso y el eje Y con el eje Y original del implante. Con esas coordenadas, la fuerza de doblado incidirá de manera perpendicular a la cara interna del hueso. También es importante destacar la profundidad de colocación del implante. La base de la rosa debe estar incrustada por debajo de la superficie superior del hueso cortical dejándola justo por debajo de ella y, en ocasiones, puede asomar un poco. Para los casos de más angulación se ha elegido dejar un extremo de la base del cuello sobresaliendo un poco para no sacrificar la excesiva profundidad del lado contrario a la hora de implantarlo y permitir el doblado correcto del cuello en la simulación. La rosca del implante por otro lado, en ningún caso debe tocar la superficie interna del lateral del hueso cortical. El implante se ha conseguido colocar en el mismo punto para todos los casos de deformación sin que la rosca de este toque la cara interior del hueso cortical. Por último, se ha optado por seccionar los bordes del hueso perpendicularmente al plano de alzado del modelo. Se ha optado por esta decisión para simplificar el modelo de cara a la simulación. De esta manera el mallado y las posteriores imposiciones de las condiciones de contorno resulta más sencillo y proporciona resultados más reales.

A continuación, se muestran los modelos de implantes en SolidWorks con los tres cuerpos ensamblados.

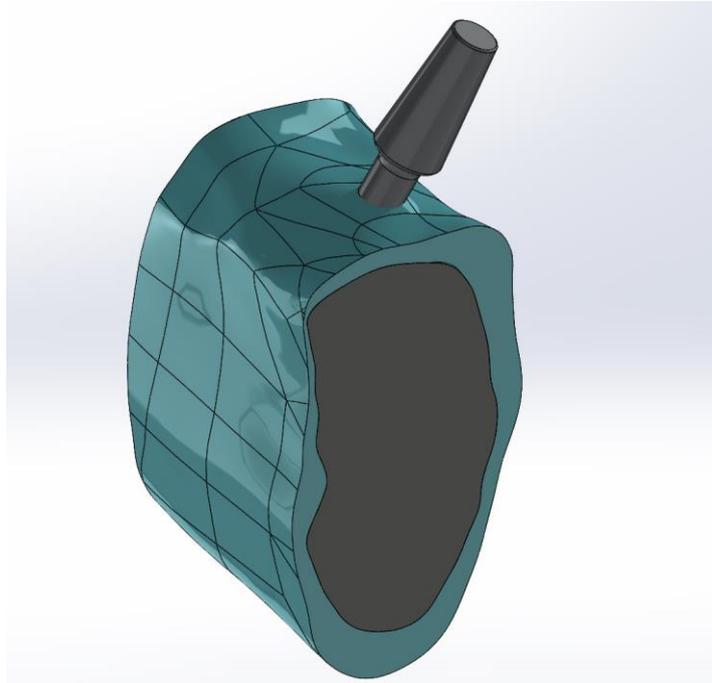


Figura 28: Ensamblaje del modelo en SolidWorks deformación 30°

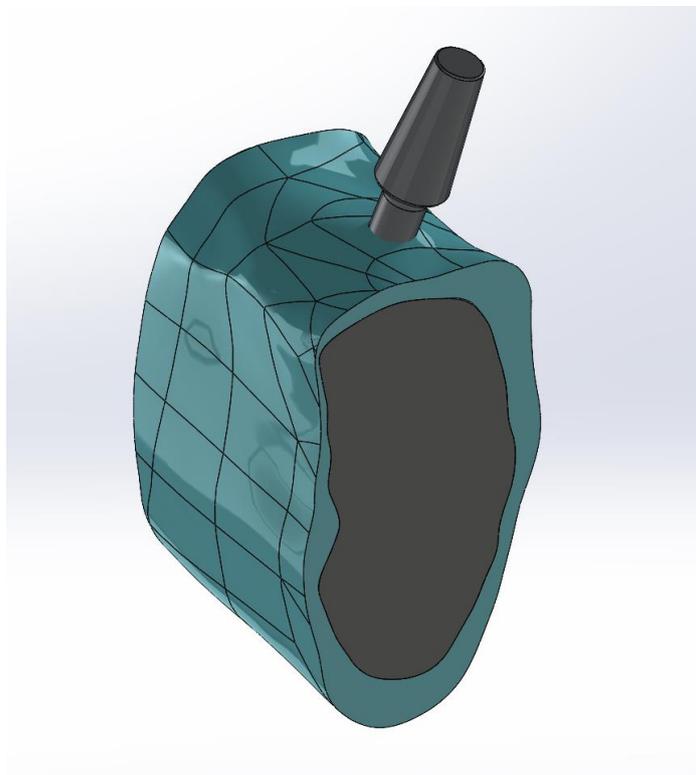


Figura 29: Ensamblaje del modelo en SolidWorks deformación 20°

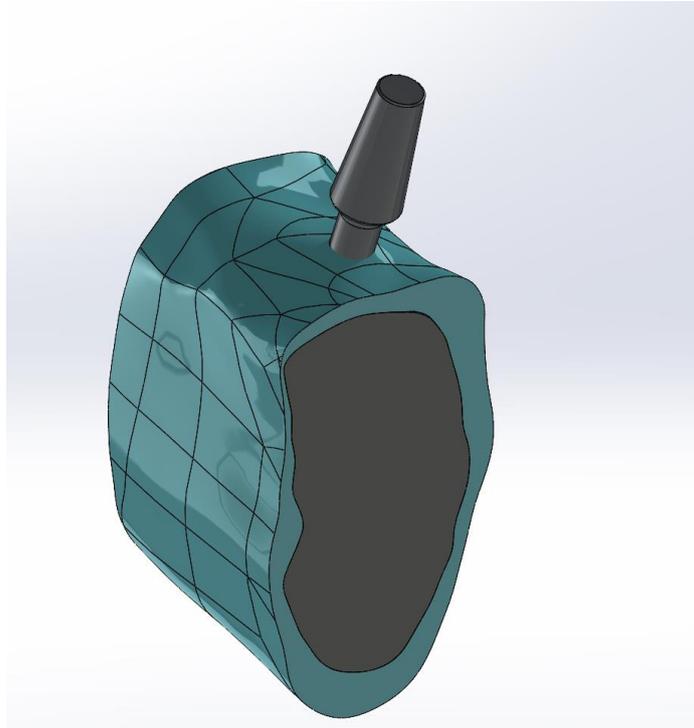


Figura 30: Ensamblaje modelo en SolidWorks deformación 15°

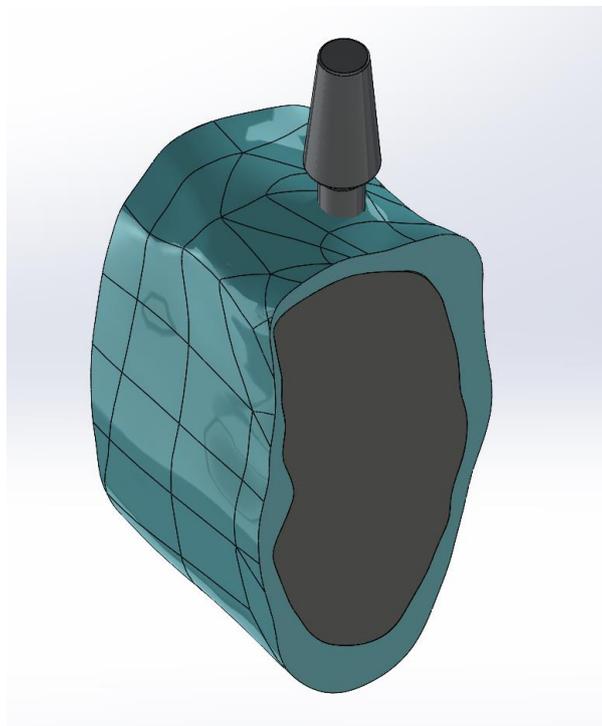


Figura 31: Ensamblaje modelo en SolidWorks sin deformación 0°

Tras modelar el ensamblaje, se ha importado la pieza a Ansys Workbench donde se ha completado el modelo para la simulación. Con el diseñador de Ansys se ha vaciado la geometría que ocupa la rosca del implante dentro del hueso.

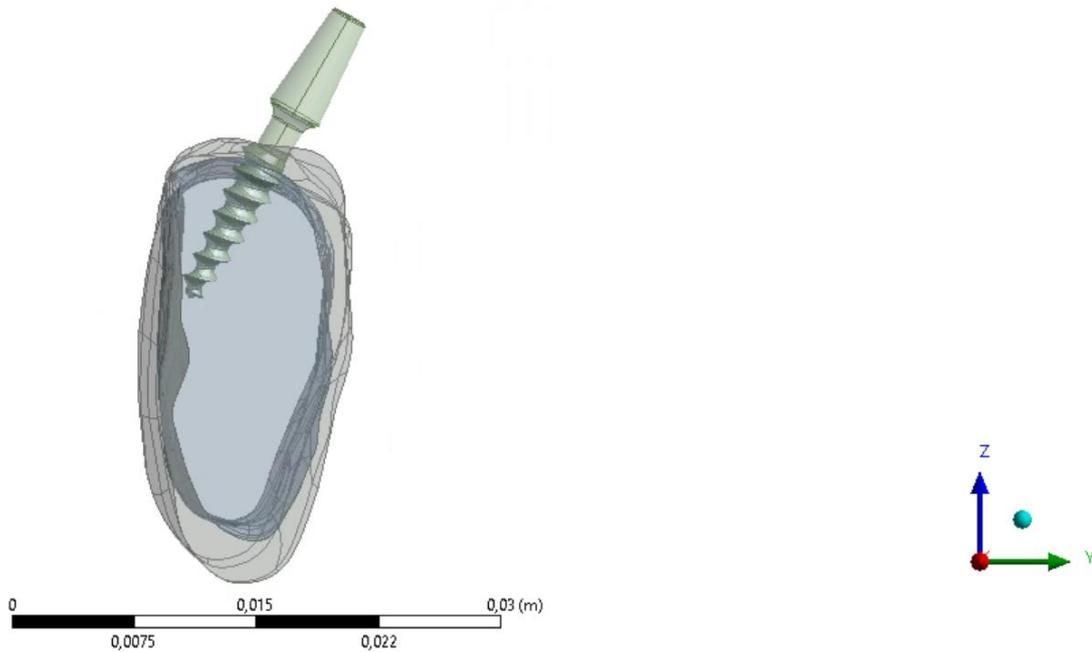


Figura 32: Vista frontal del modelo en diseñador de Ansys deformación 30°

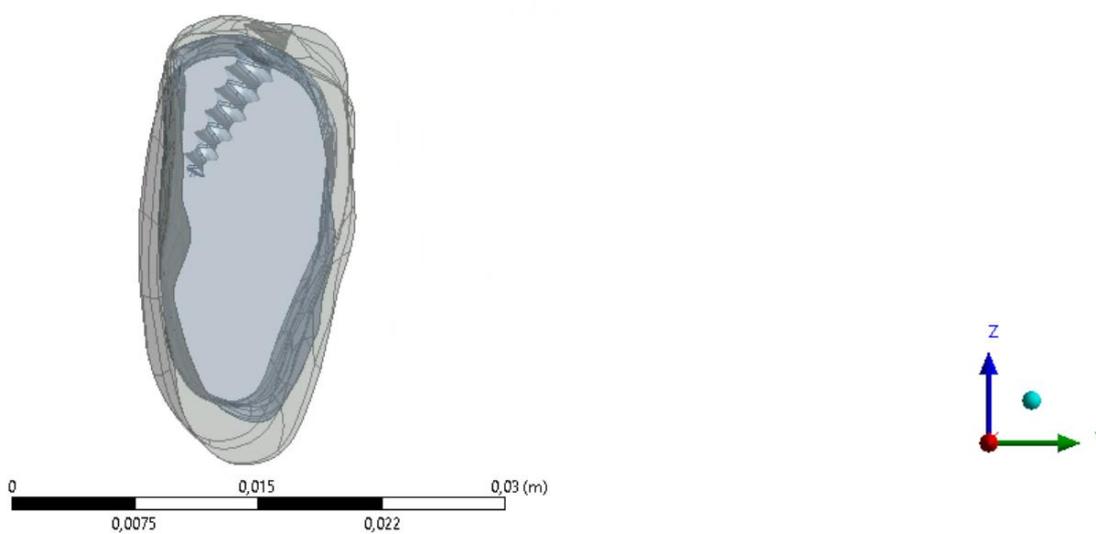


Figura 33: Vista frontal del modelo en diseñador de Ansys sin implante deformación 30°

En las imágenes se puede ver el modelo importado en Ansys para el caso de mayor deformación. Se puede observar como la rosca no toca la capa interna del hueso cortical aun estando en el caso de mayor angulación del implante. También se puede observar el vaciado que deja la rosca del implante dentro del hueso. De esta manera se puede simular el contacto del cuerpo del implante con el hueso de manera precisa.

4.2 Material

El material del implante es Ti-6Al-4V ELI recocido, el mismo que para las simulaciones del implante aislado. El hueso cortical tiene propiedades mecánicas distintas a las propiedades mecánicas del hueso trabecular.

Los valores de las propiedades mecánicas del hueso cortical que se han tomado como referencia se muestran a continuación junto con los valores finales escogidos. De los valores de referencia, se han tomado los valores de las propiedades mecánicas para la simulación realizando la media de los valores originales.

Propiedades mecánicas	Valores de referencia	Valores escogidos
Densidad	1,8 – 2,0 g/cm^3 [44]	1,9 g/cm^3
Módulo de Young	18 – 23 GPa [45]	20,5 GPa
Coefficiente de Poisson	0,3[17]	0,3
Límite elástico	100 – 150 MPa [46]	125 MPa
Tensión límite de rotura	150 – 200 MPa [47]	175 MPa

Tabla 16: Valores de referencia y valores escogidos de propiedades mecánicas del hueso cortical

Los valores de las propiedades mecánicas del hueso trabecular que se han tomado de referencia se muestran a continuación junto con los valores finales escogidos. De los valores de referencia se han tomado las medias como valores para la simulación del hueso trabecular.

Propiedades mecánicas	Valores de referencia	Valores escogidos
Densidad	0,1 – 1,0 g/cm^3 [48]	0,55 g/cm^3
Módulo de Young	0,1 – 5 GPa [49]	1,025 GPa
Coefficiente de Poisson	0,2 – 0,4 [50]	0,3
Límite elástico	1 – 10 MPa [51]	5,5 MPa
Tensión límite de rotura	2 – 12 MPa [51]	7 MPa

Tabla 17: Valores de referencia y valores escogidos de propiedades mecánicas del hueso trabecular

4.3 Mallado

El mallado del implante en primer lugar es el mismo que el utilizado para la simulación de los casos aislados de simulación del implante.

- Malla general:
 - ‘Nonlinear mechanic’
 - ‘Target skewness’ = 0,1
- ‘Face sizing’ del cuello
 - Tamaño de elementos = 1e-4 m
- ‘Face sizing’ de la rosca
 - Tamaño de elementos = 2e-4 m

Tras simulaciones de prueba se ha comprobado que la zona de importancia de comportamiento del hueso es el área cercana al contacto con el implante en todos los casos. Un mallado más complejo compuesto de mayor cantidad de elementos además no permite la simulación del modelo dado a las exigencias de memoria del ordenador. Se ha observado que la simplificación de la malla no perjudica la obtención de resultados si se mantiene la complejidad de la misma en las zonas de mayor interés.

El mallado general del modelo sigue los siguientes parámetros

- ‘Physics preference: Nonlinear Mechanical’
- ‘Element size’ = $3e-2$ m
- ‘Target skewness’ = 0,1

Como se puede ver, los elementos son de mucho mayor tamaño a los elementos en la malla del implante. Esto se debe a que de esta manera se simplifica de gran manera la complejidad del mallado, la simulación es mucho más ágil y no se sacrifica precisión en los resultados. La geometría del hueso es mucho mayor a la del implante, por lo que la capacidad computacional necesaria para simular el modelo al completo es mucho mayor que en los casos anteriores. Se ha elegido un balance para el mallado para el cual el programa sea capaz de simular los casos y la malla se asemeje a la geometría original.

El mallado de las zonas más sensibles e importantes del estudio se han mallado con mayor precisión ajustándose al mallado original del implante. Estas zonas son la cara superior del hueso, en la cual se implanta la pieza y las caras en contacto con la rosca en el interior del hueso.

El mallado de la cara superior del hueso tiene las mismas características que el de la rosca del implante, dado que elegir un tamaño de elementos menor suponía un error en la simulación del modelo. El mallado de la geometría interior del hueso en contacto con la rosca también tiene las mismas características que el mallado de la rosca del implante.

- ‘Element size’ = $2e-4$ m

A continuación, se muestran los resultados del mallado del modelo en el caso de 30° de deformación. La segunda imagen se corresponde al plano de sección perpendicular a la dirección de aplicación de la carga.

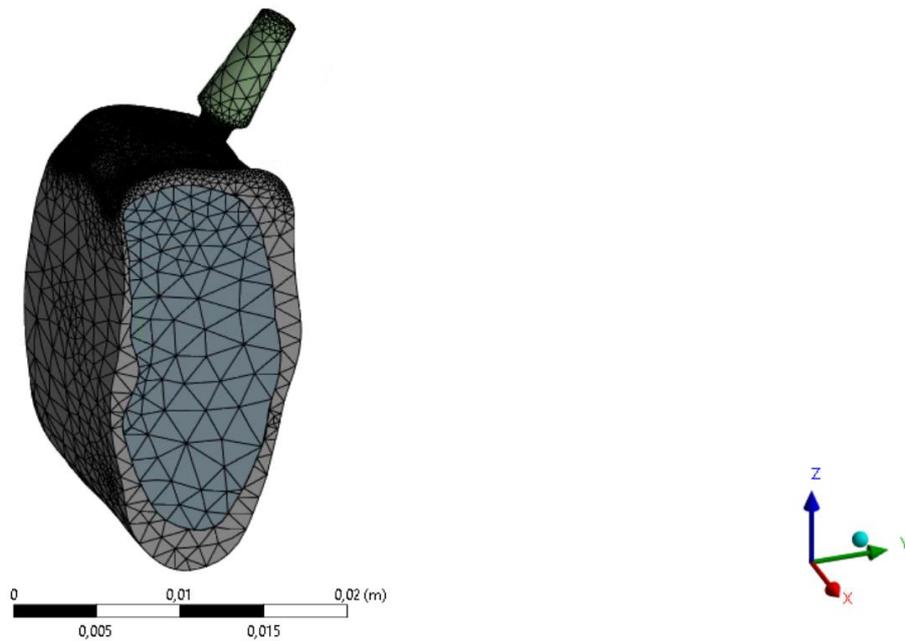


Figura 34: Mallado del modelo deformación 30°

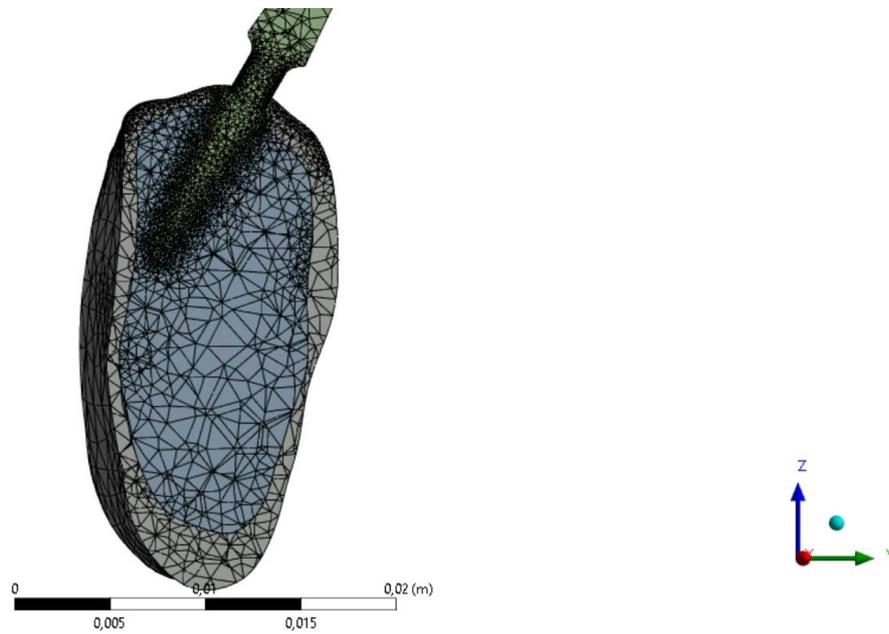


Figura 35: Mallado interior del modelo

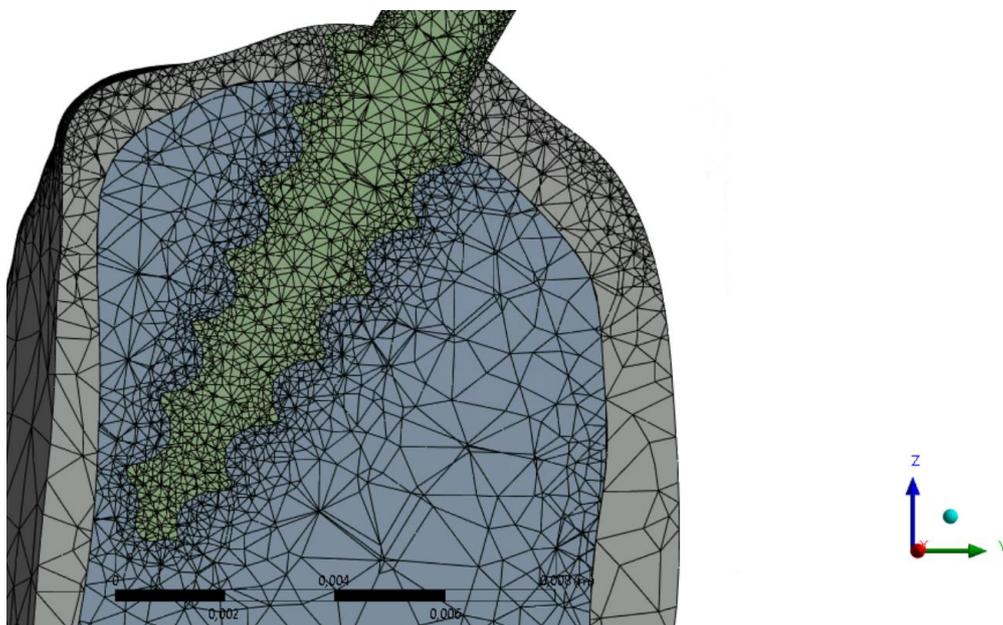


Figura 36: Detalle del mallado interior del modelo deformación 30°

4.4 Condiciones de análisis

Se han reproducido las condiciones de simulación del modelo del implante aislado con el nuevo modelo más complejo. Se han ensayado en cuatro escenarios distintos, sin ángulo de deformación (0°), con 15° de deformación, con 20° de deformación y con 30° de deformación. Todos los ensayos se han realizado en dos pasos y cada paso dura el equivalente a un segundo de simulación. Para el correcto funcionamiento de las simulaciones, también se ha activado el ajuste de grandes desviaciones el cual permite analizar los desplazamientos y deformaciones reales que sufren todos los cuerpos del modelo.

- Paso 1: Aplicación de la fuerza de doblado. La fuerza de doblado en este caso no es horizontal con respecto al modelo. En este caso, la fuerza es perpendicular a la cara interna del hueso, la cual es la cara situada a la derecha, dado que esa es la metodología de trabajo en un caso de cirugía real con un paciente. La fuerza además para todos los casos es perpendicular a la cabeza del implante con la misma intensidad, misma dirección y mismo sentido con respecto a la geometría del implante que en las simulaciones del implante aislado. Se aplicará una fuerza que doble el cuello del implante para lograr colocarlo recto en el hueso para poder colocar la prótesis posteriormente.
- Paso 2: Aplicación de la carga ISO. En este caso la carga del segundo paso será igual para todos los escenarios dado que al llegar al segundo paso el implante estará orientado en posición vertical en el hueso. La carga se aplica según la normativa, en sentido hacia abajo con 30° de desviación frente al eje vertical del implante con un módulo de 100 N. Se aplicará a 90° en sentido horario del sentido de aplicación de la carga de doblado en el plano XY.

El implante en este modelo se encuentra incrustado en los huesos cortical y trabecular, formando así un agarre y sujeción de la pieza. Es ese agarre el cual simulábamos en los casos de simulación del implante aislado colocando un agarre empotrado en la rosca. Para el nuevo modelo, se ha de sujetar el hueso teniendo en cuenta que, en un entorno real, los extremos del hueso del modelo están sujetos al resto de la mandíbula. Debido a la simplificación del modelo

cortando los bordes ligeramente, se puede simular el contacto del hueso con el resto de la mandíbula de manera más sencilla.

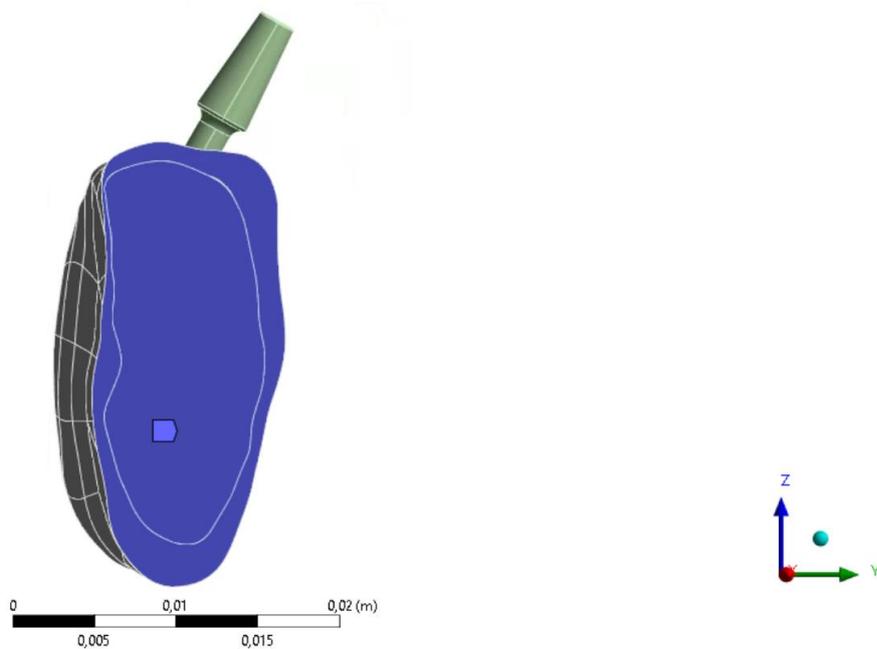


Figura 37: Agarre frontal del modelo para simulación deformación 30°

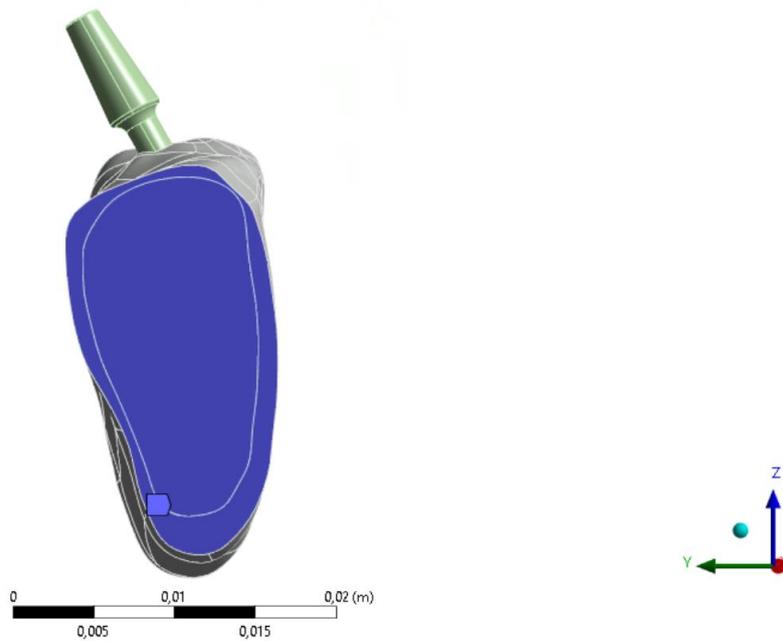


Figura 38: Agarre trasero del modelo para simulación deformación 30°

4.5 Cargas

4.5.1 Caso deformación 30°

Se ha mantenido la fuerza de doblado utilizada para el caso de simulación de deformación de 30° del implante. Se debe aplicar la fuerza de manera que la cabeza del implante se desplace de su posición inicial, 30° de desviación con respecto al eje vertical, hasta que esté colocado verticalmente en el hueso. El módulo de la fuerza sigue siendo 390 N, y sus componentes son las mismas con respecto a la superficie de aplicación de lo que eran en el caso de deformación de 30° del implante.

- Paso 1: Aplicación de la fuerza de doblado. Se aplica perpendicular a la cara interna del hueso. Dado que los ejes X e Y están situados acorde al implante como en las simulaciones anteriores y el eje Z acorde al eje vertical del hueso, la fuerza horizontal se aplica a 175° del eje Y. La fuerza vertical por otra parte va en sentido positivo en el eje Z.

$$F_x = 390 * \cos\left(30 * \frac{\pi}{180}\right) * \left(-\sin\left(175 * \frac{\pi}{180}\right)\right) = -29,4368 \text{ N}$$

$$F_y = 390 * \cos\left(30 * \frac{\pi}{180}\right) * \cos\left(175 * \frac{\pi}{180}\right) = -336,465 \text{ N}$$

$$F_z = 390 * \sin\left(30 * \frac{\pi}{180}\right) = 195 \text{ N}$$

- Paso 2: Aplicación de la carga ISO. Al final del primer paso, el cuello del implante está deformado de tal manera que el implante se encuentra orientado verticalmente con el hueso. De manera que la carga ISO incide verticalmente con una desviación de 30° en el sentido perpendicular a el sentido de la fuerza aplicada en el paso 1.

$$F_x = -100 * \sin\left(30 * \frac{\pi}{180}\right) * \cos\left(5 * \frac{\pi}{180}\right) = -49,8097 \text{ N}$$

$$F_y = -100 * \sin\left(30 * \frac{\pi}{180}\right) * \left(-\sin\left(5 * \frac{\pi}{180}\right)\right) = 4,357787 \text{ N}$$

$$F_z = -100 * \cos\left(30 * \frac{\pi}{180}\right) = -86,6025 \text{ N}$$

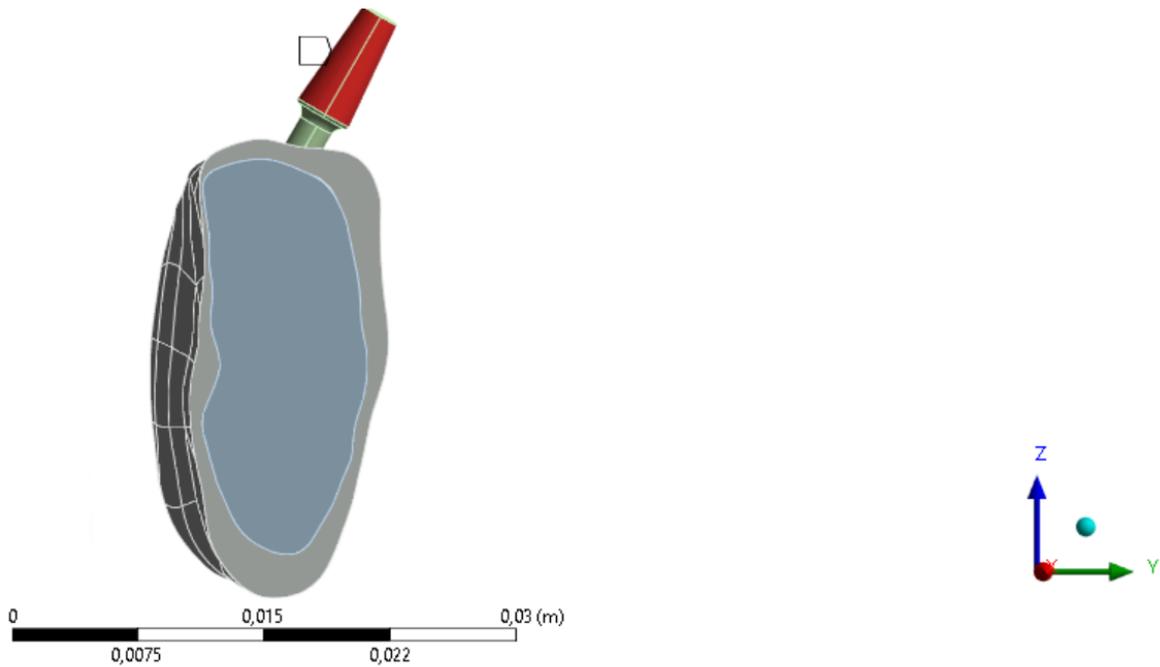


Figura 39: Zona de aplicación de la fuerza deformación 30°

	Steps	Time [s]	✓ X [N]	✓ Y [N]	✓ Z [N]
1	1	0,	0,	0,	0,
2	1	0,5	-29,437	-336,46	195,
3	1	1,	0,	0,	0,
4	2	2,	-49,81	4,3578	-86,603
*					

Tabla 18: Fuerzas aplicadas deformación 30°

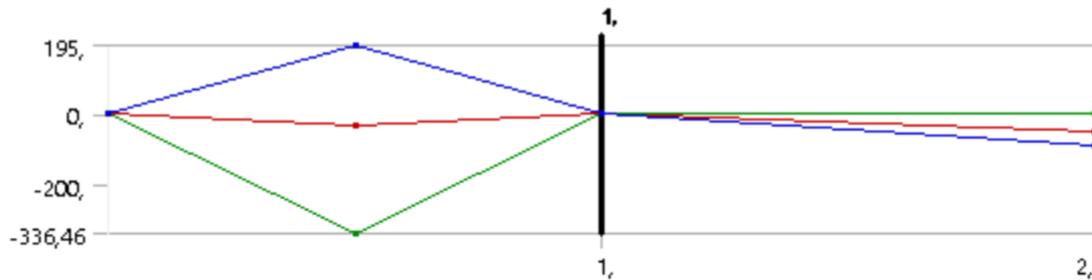


Gráfico 11: Fuerzas aplicadas deformación 30°

4.5.2 Caso deformación 20°

Se ha mantenido la fuerza de doblado utilizada para el caso de simulación de deformación de 20° del implante. Se debe aplicar la fuerza de manera que la cabeza del implante se desplace de su posición inicial, 20° de desviación con respecto al eje vertical, hasta que esté colocado verticalmente en el hueso. El módulo de la fuerza sigue siendo 340 N, y sus componentes son las mismas con respecto a la superficie de aplicación de lo que eran en el caso de deformación de 20° del implante.

- Paso 1: Aplicación de la fuerza de doblado. Se aplica perpendicular a la cara interna del hueso. Dado que los ejes X e Y están situados acorde al implante como en las simulaciones anteriores y el eje Z acorde al eje vertical del hueso, la fuerza horizontal se aplica a 175° del eje Y. La fuerza vertical por otra parte va en sentido positivo en el eje Z.

$$F_x = 340 * \cos\left(20 * \frac{\pi}{180}\right) * \left(-\sin\left(175 * \frac{\pi}{180}\right)\right) = -27,7459 \text{ N}$$

$$F_y = 340 * \cos\left(20 * \frac{\pi}{180}\right) * \cos\left(175 * \frac{\pi}{180}\right) = -318,28 \text{ N}$$

$$F_z = 340 * \sin\left(20 * \frac{\pi}{180}\right) = 116,2868 \text{ N}$$

- Paso 2: Aplicación de la carga ISO. Al final del primer paso, el cuello del implante está deformado de tal manera que el implante se encuentra orientado verticalmente con el

hueso. De manera que la carga ISO incide verticalmente con una desviación de 30° en el sentido perpendicular a el sentido de la fuerza aplicada en el paso 1.

$$F_x = -100 * \sin\left(30 * \frac{\pi}{180}\right) * \cos\left(5 * \frac{\pi}{180}\right) = -49,8097 \text{ N}$$

$$F_y = -100 * \sin\left(30 * \frac{\pi}{180}\right) * \left(-\sin\left(5 * \frac{\pi}{180}\right)\right) = 4,357787 \text{ N}$$

$$F_z = -100 * \cos\left(30 * \frac{\pi}{180}\right) = -86,6025 \text{ N}$$

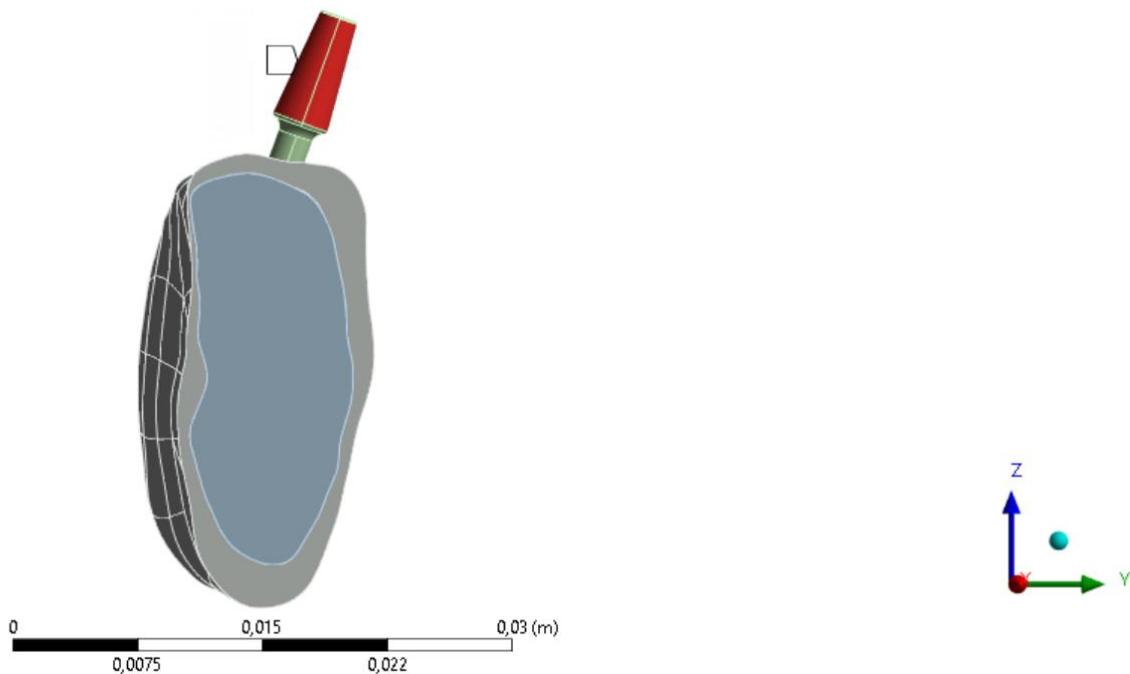


Figura 40: Zona de aplicación de la fuerza deformación 20°

	Steps	Time [s]	X [N]	Y [N]	Z [N]
1	1	0,	0,	0,	0,
2	1	0,5	-27,846	-318,28	116,29
3	1	1,	0,	0,	0,
4	2	2,	-49,81	4,3578	-86,603
*					

Tabla 19: Fuerzas aplicadas deformación 20°

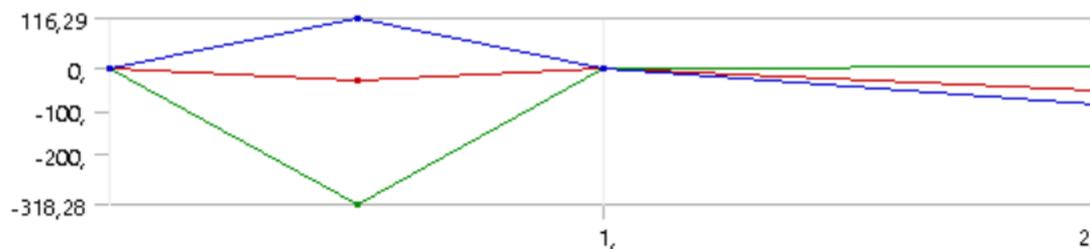


Gráfico 12: Fuerzas aplicadas deformación 20°

4.5.3 Caso deformación 15°

Se ha mantenido la fuerza de doblado utilizada para el caso de simulación de deformación de 15° del implante. Se debe aplicar la fuerza de manera que la cabeza del implante se desplace de su posición inicial, 15° de desviación con respecto al eje vertical, hasta que esté colocado verticalmente en el hueso. El módulo de la fuerza sigue siendo 315 N, y sus componentes son las mismas con respecto a la superficie de aplicación de lo que eran en el caso de deformación de 15° del implante.

- Paso 1: Aplicación de la fuerza de doblado. Se aplica perpendicular a la cara interna del hueso. Dado que los ejes X e Y están situados acorde al implante como en las simulaciones anteriores y el eje Z acorde al eje vertical del hueso, la fuerza horizontal se aplica a 175° del eje Y. La fuerza vertical por otra parte va en sentido positivo en el eje Z.

$$F_x = 315 * \cos\left(15 * \frac{\pi}{180}\right) * \left(-\sin\left(175 * \frac{\pi}{180}\right)\right) = -26,5186 \text{ N}$$

$$F_y = 315 * \cos\left(15 * \frac{\pi}{180}\right) * \cos\left(175 * \frac{\pi}{180}\right) = -303,109 \text{ N}$$

$$F_z = 315 * \sin\left(15 * \frac{\pi}{180}\right) = 81,528 \text{ N}$$

- Paso 2: Aplicación de la carga ISO. Al final del primer paso, el cuello del implante está deformado de tal manera que el implante se encuentra orientado verticalmente con el hueso. De manera que la carga ISO incide verticalmente con una desviación de 30° en el sentido perpendicular a el sentido de la fuerza aplicada en el paso 1.

$$F_x = -100 * \sin\left(30 * \frac{\pi}{180}\right) * \cos\left(5 * \frac{\pi}{180}\right) = -49,8097 \text{ N}$$

$$F_y = -100 * \sin\left(30 * \frac{\pi}{180}\right) * \left(-\sin\left(5 * \frac{\pi}{180}\right)\right) = 4,357787 \text{ N}$$

$$F_z = -100 * \cos\left(30 * \frac{\pi}{180}\right) = -86,6025 \text{ N}$$

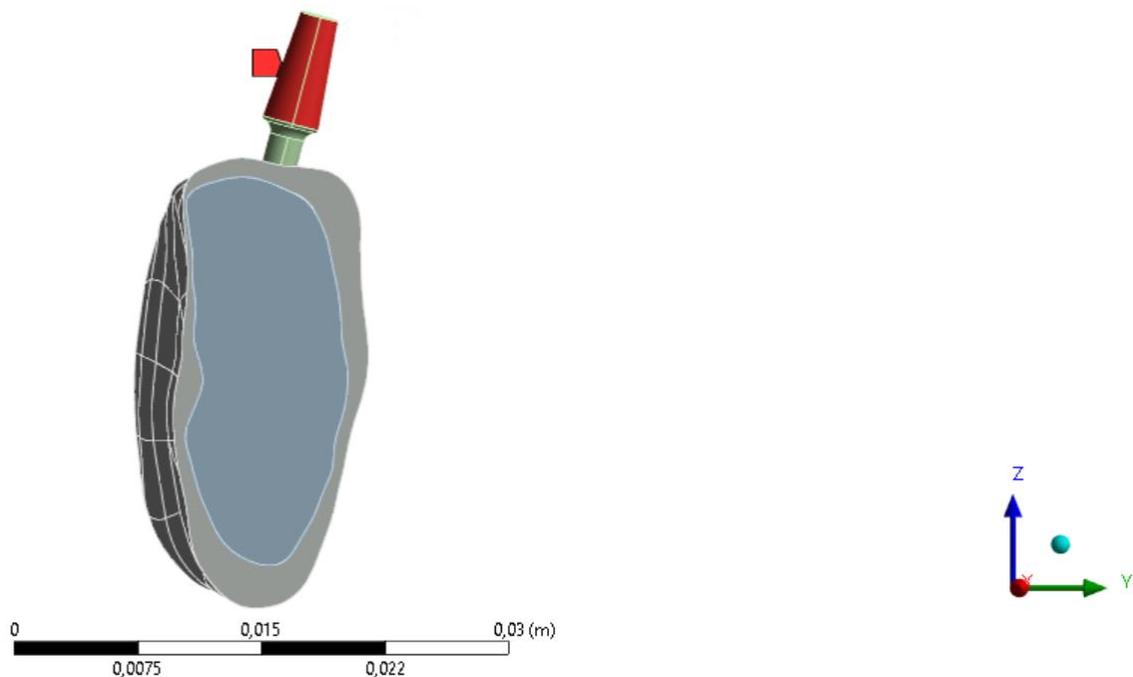


Figura 41: Zona de aplicación de las fuerzas deformación 15°

	Steps	Time [s]	✓ X [N]	✓ Y [N]	✓ Z [N]
1	1	0,	0,	0,	0,
2	1	0,5	-26,519	-303,11	81,528
3	1	1,	0,	0,	0,
4	2	2,	-49,81	4,3578	-86,603
*					

Tabla 20: Fuerzas aplicadas deformación 15°

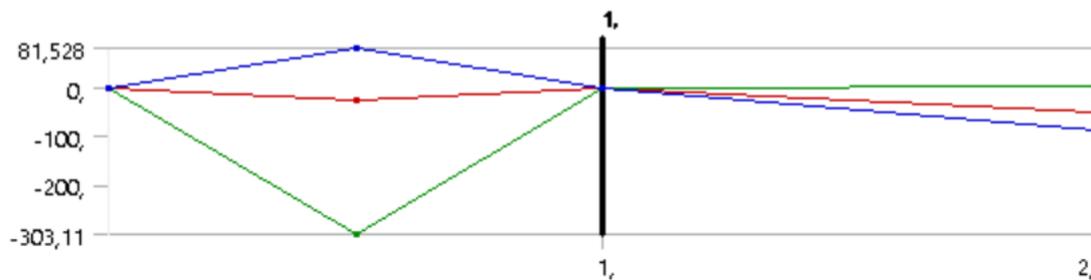


Gráfico 13: Fuerzas aplicadas deformación 15°

4.5.4 Caso sin deformación 0°

En este caso, no existe fuerza horizontal que deforme el implante antes de aplicar la carga ISO.

- Paso 1: No hay carga de deformación

$$F_x = F_y = F_z = 0 \text{ N}$$

- Paso 2: Aplicación de la carga ISO. Al no haber deformación alguna del cuello, el implante está colocado verticalmente con respecto al hueso en todo momento. De manera que la carga ISO incide verticalmente con una desviación de 30° en el sentido perpendicular a el sentido de la fuerza aplicada en el paso 1 de los casos anteriores.

$$F_x = -100 * \sin\left(30 * \frac{\pi}{180}\right) * \cos\left(5 * \frac{\pi}{180}\right) = -49,8097 \text{ N}$$

$$F_y = -100 * \sin\left(30 * \frac{\pi}{180}\right) * \left(-\sin\left(5 * \frac{\pi}{180}\right)\right) = 4,357787 \text{ N}$$

$$F_z = -100 * \cos\left(30 * \frac{\pi}{180}\right) = -86,6025 \text{ N}$$

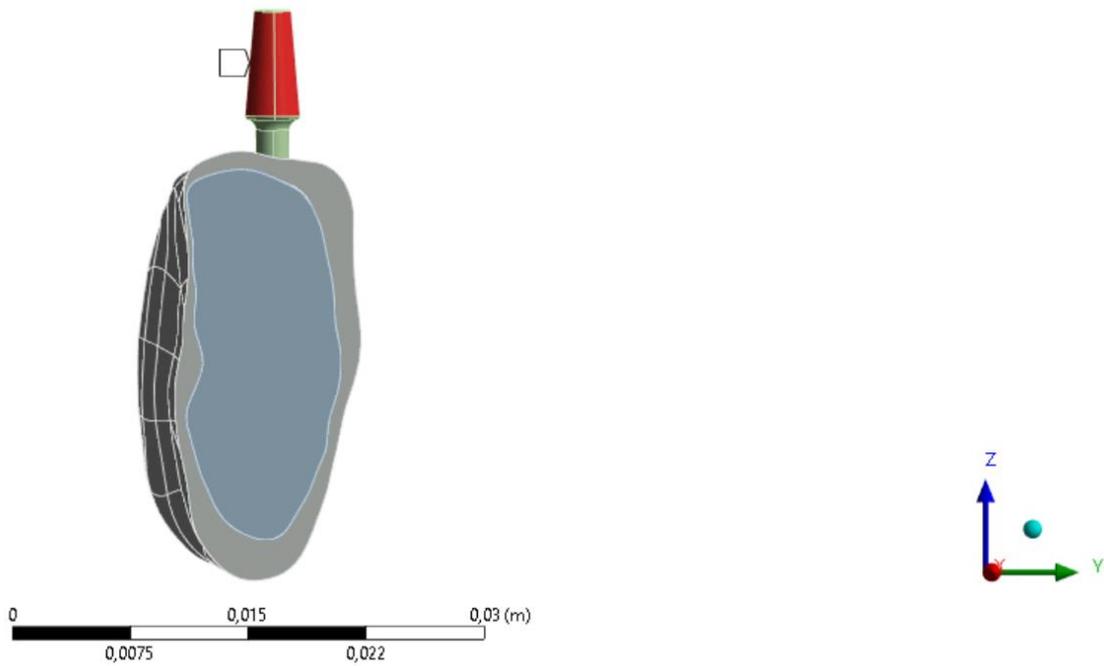


Figura 42: Zona de aplicación de la fuerza sin deformación 0°

	Steps	Time [s]	✓ X [N]	✓ Y [N]	✓ Z [N]
1	1	0,	0,	0,	0,
2	1	0,5	0,	0,	0,
3	1	1,	0,	0,	0,
4	2	2,	-49,81	4,3578	-86,603
*					

Tabla 21: Fuerzas aplicadas sin deformación 0°

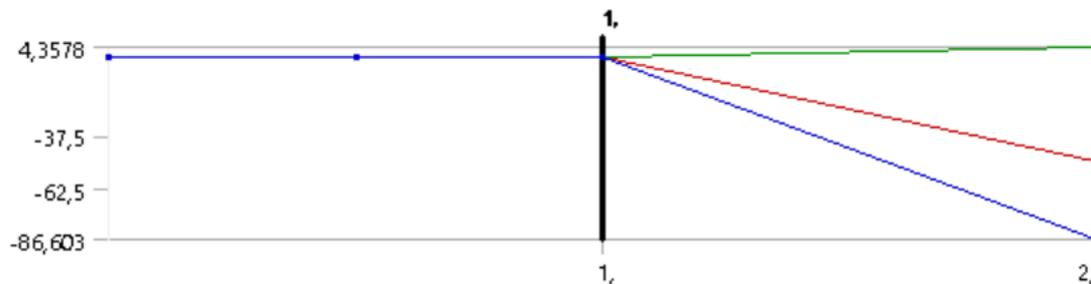


Gráfico 14: Fuerzas aplicadas sin deformación 0°

5. RESULTADOS IMPLANTE

5.1 Tensiones

Se han recogido los resultados de las tensiones en el cuerpo del implante. Se ha prestado especial atención a las tensiones equivalentes de von-Mises dado que ese ha sido el criterio para determinar las zonas de peligro o de rotura del implante tras la simulación. También se han analizado las tensiones principales máximas, mínimas y medias, así como el mapa vectorial de tensiones residuales del cuello del implante.

Para todos los casos de deformación del cuello desde los 15° de deformación hasta los 30° de deformación, se ha observado que existen zonas del cuello donde se sobrepasa la tensión límite de rotura de 884,5 MPa del material Ti-6Al-4V ELI recocido (Figura 43 - Figura 48). La zona más problemática con diferencia es el cuello del implante, dado que en ninguna situación se observan tensiones elevadas en ninguna otra zona de la pieza más que en esta parte del cuello. Más en concreto, la zona de mayor peligro o que sufre mayores daños es la base del cuello, donde se junta con la rosca. Especialmente los laterales de la zona inferior del cuello, es decir, los puntos de máxima compresión y máxima tracción del modelo, es allí donde se encuentran las tensiones superiores a la tensión de rotura. Es ahí donde ocurren las mayores tracciones y

compresiones, especialmente en el lado donde se comprime el cuello es donde encontramos las mayores tensiones. Por otra parte, en el centro de la cara superficial del cuello se encuentra una zona de tensiones muy elevadas. Lo mismo no se repite en las fibras internas, dado que en ellas sólo es significativa la tensión de la zona comprimida y la distribución de tensiones alrededor de la fibra madre.

A continuación, se presentan las imágenes de las tensiones finales en el implante tras la simulación completa de dos pasos para cada uno de los distintos casos. Se presenta con un plano de sección transversal perpendicular a la carga horizontal mostrando así las tensiones en las direcciones de aplicación de la fuerza de doblado. La primera imagen de cada caso corresponde con las tensiones superficiales del cuello y la segunda con las tensiones internas en el implante. Para el caso sin deformación, el plano de sección se corresponde con el plano paralelo a la carga ISO, dado que carece de carga horizontal previa.

Tensiones finales von-Mises deformación 30°

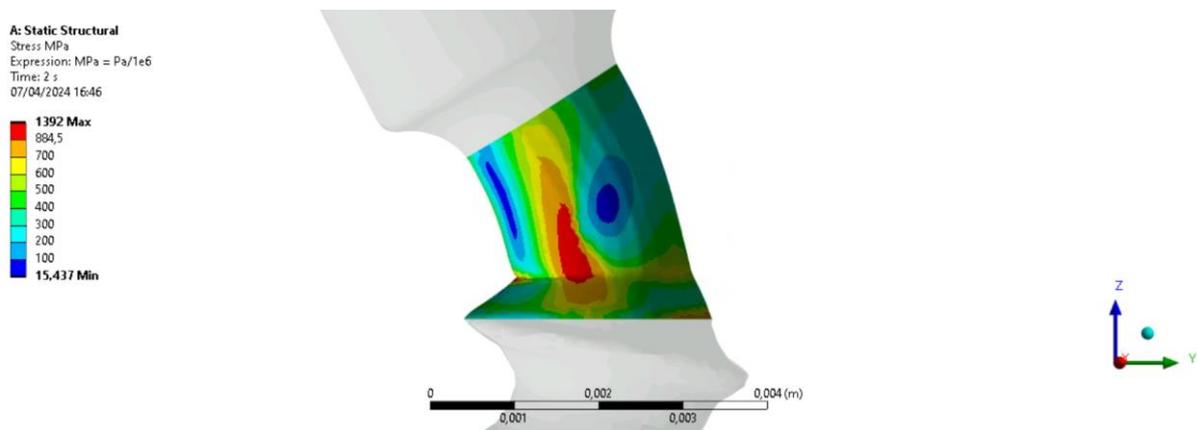


Figura 43: Tensiones finales VM superficie cuello deformación 30°

A: Static Structural
Stress: MPa 2
Expression: Pa/1e6
Time: 2 s
25/04/2024 20:16

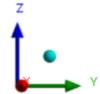
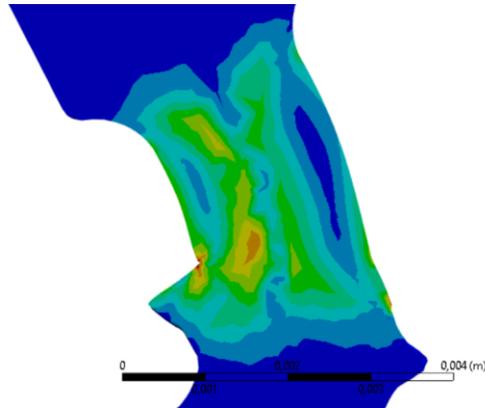
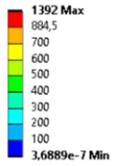


Figura 44: Tensiones finales VM internas deformación 30°

Tensiones finales von-Mises deformación 20°

A: Static Structural
Stress: MPa
Expression: MPa = Pa/1e6
Time: 2 s
07/04/2024 16:49

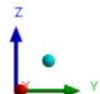
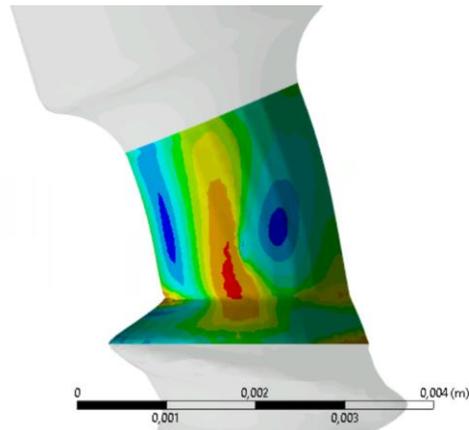
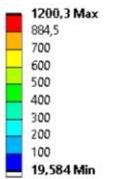


Figura 45: Tensiones finales VM superficie cuello deformación 20°

A: Static Structural
Stress: MPa 2
Expression: Pa/1e6
Time: 2 s
23/04/2024 18:15

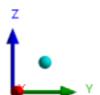
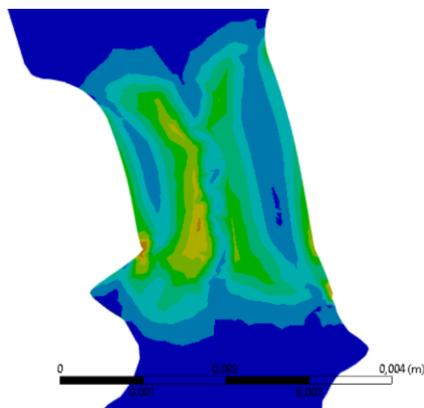
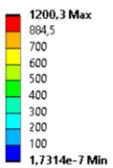


Figura 46: Tensiones finales VM internas deformación 20°

Tensiones finales von-Mises deformación 15°

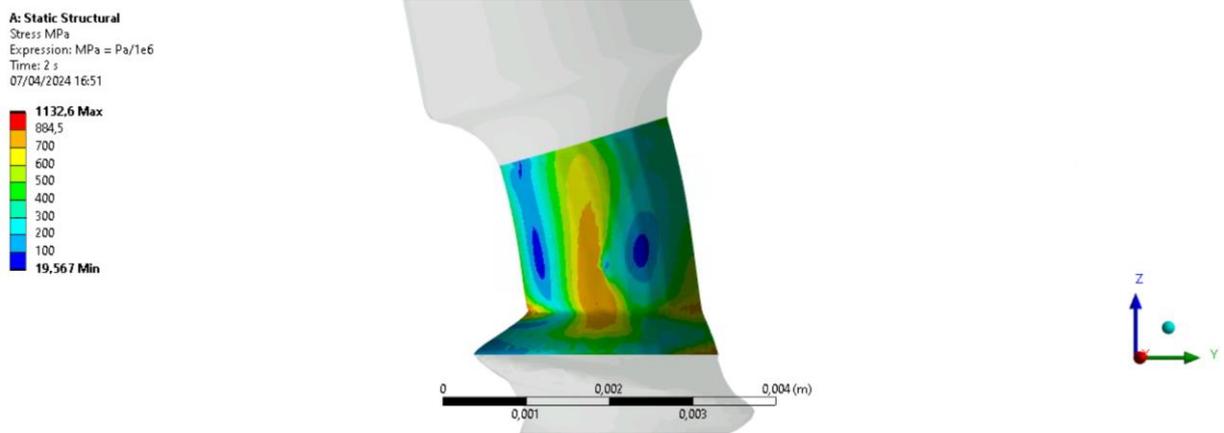


Figura 47: Tensiones finales VM superficie cuello deformación 15°

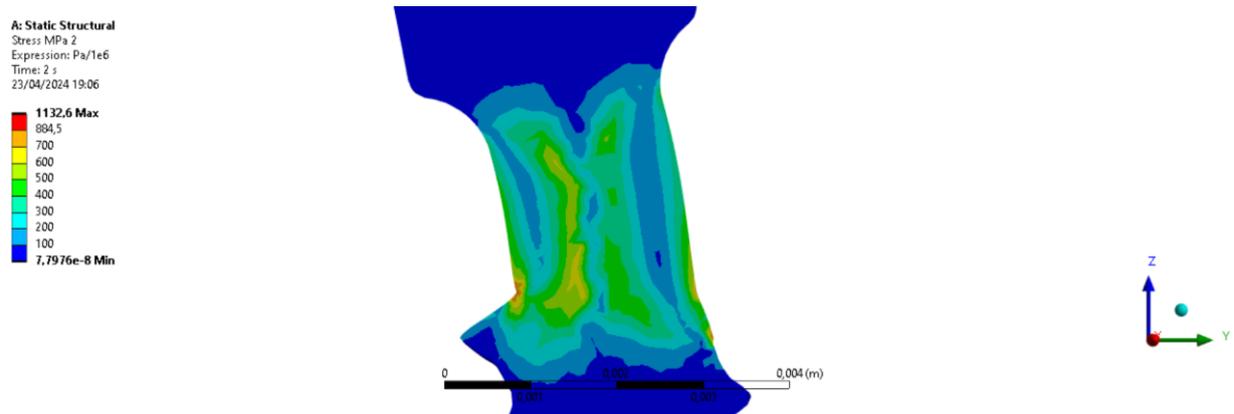


Figura 48: Tensiones finales VM internas deformación 15°

Tensiones finales von-Mises sin deformación 0°

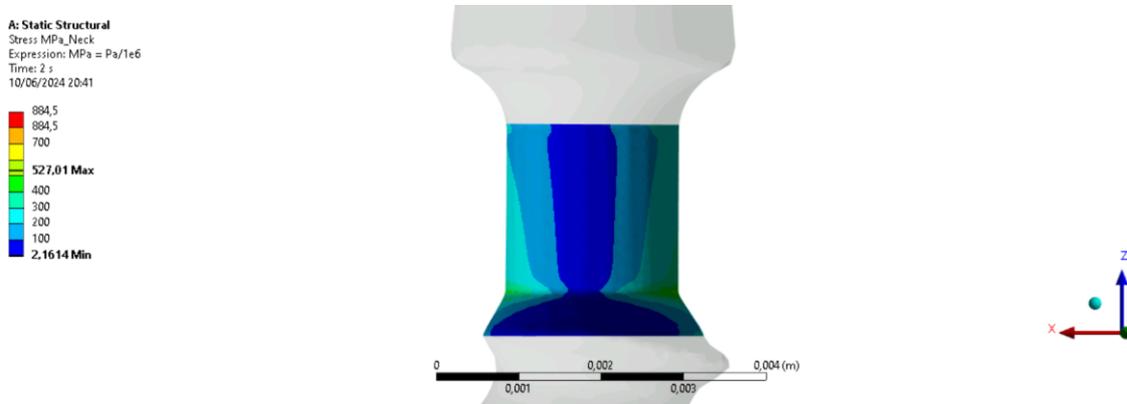


Figura 49: Tensiones finales VM superficie cuello sin deformación 0°

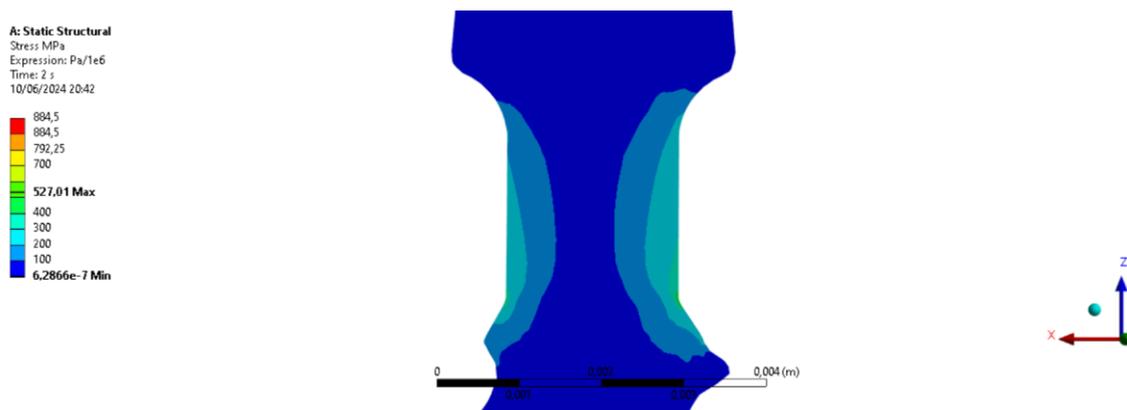


Figura 50: Tensiones finales VM internas sin deformación 0°

Las zonas rojas en cada imagen se corresponden con la superficie que sobrepasa la tensión límite de rotura del material que se corresponde con 884,5 MPa, tal y como está señalado en la leyenda (Figura 43 - Figura 48). Las unidades de tensión están en MPa. A primera vista destaca la clara diferencia de resultados entre el caso sin deformación previa frente al resto de casos. El simple hecho de deformar el cuello del implante antes de cargarlo puede llegar a suponer hasta un aumento del 264% de las tensiones finales en la pieza comparando el caso más desfavorable de 30° de deformación con el caso simple sin deformación. La tensión máxima se produce en todos los casos en la zona interna del cuello. El punto de mayor tensión se encuentra en todos los casos en la esquina inferior izquierda del cuello en la base de la rosca. La tensión

máxima sufrida por el cuello es menor cuánto menor es el ángulo de deformación como era de esperar. La tensión máxima con deformación de 30° es la mayor con el valor de 1392 MPa, por lo que está 507,5 MPa por encima del límite del material. Le sigue el caso de 20° de deformación con una tensión máxima de 1200,3 MPa, estando 315,8 MPa por encima del límite del material. Por último, la tensión máxima en el caso de 15° de deformación es de 1132,6 MPa, estando 248,1 MPa. Sin embargo, en el caso sin deformación la tensión máxima está en el bajo valor de 527,01 MPa, estando 357,49 MPa por debajo del límite del material. Lo que es muy llamativo también es la zona de color rojo en el centro de la superficie del cuello que es especialmente prominente en el caso de mayor deformación, de 30°. Con 15° de deformación no hay rotura en el centro de la cara exterior del cuello a diferencia de los casos con 20° y 30° de deformación, pero para todos los casos con deformación siempre hay zona de rotura en la base de la rosca.

El valor final de las tensiones de Von-Mises es en gran medida consecuencia de la fuerza horizontal necesaria para doblar el cuello del implante. Los valores de las tensiones en el implante al finalizar el primer paso son muy similares a las tensiones finales de la simulación. La influencia de la carga ISO en el segundo paso de la simulación no hace variar el resultado de manera significativa. Por lo tanto, las fuerzas finales dependen de la fuerza de doblado y las consecuentes tensiones residuales que gobiernan el cuello del implante tras sufrir las altas cargas forzando la plastificación del material. Durante la simulación, se puede ver como el implante sufre las mayores tensiones en el punto de máxima aplicación de la carga de doblado, llegándose a superar la tensión máxima en casi toda la geometría del cuello. A continuación, se muestran los resultados de las tensiones a lo largo de la simulación del caso de 30° de deformación. También se muestra una imagen del estado tensional del implante en el momento de máxima carga.

	Time [s]	✓ Minimum [Pa]	✓ Maximum [Pa]	✓ Average [Pa]
1	0,2	0,41339	8,5235e+008	2,2912e+008
2	0,29	0,84384	8,7139e+008	3,2491e+008
3	0,3305	1,1757	9,2929e+008	3,7711e+008
4	0,36134	1,4263	1,0676e+009	4,1582e+008
5	0,37213	1,4833	1,1261e+009	4,2576e+008
6	0,38292	1,5305	1,1856e+009	4,3474e+008
7	0,39911	1,5891	1,269e+009	4,4665e+008
8	0,41004	1,6182	1,3225e+009	4,5386e+008
9	0,42097	1,6431	1,373e+009	4,6053e+008
10	0,43736	1,6783	1,4428e+009	4,6964e+008
11	0,44843	1,7015	1,4873e+009	4,7532e+008
12	0,45949	1,7249	1,5291e+009	4,8058e+008
13	0,47609	1,7559	1,5868e+009	4,8789e+008
14	0,50098	1,8013	1,6582e+009	4,97e+008
15	0,5097	1,7739	1,5995e+009	4,8882e+008
16	0,51841	1,7472	1,54e+009	4,8058e+008
17	0,53148	1,7064	1,4511e+009	4,6822e+008
18	0,55109	1,6451	1,3181e+009	4,4967e+008
19	0,58049	1,5528	1,1538e+009	4,2184e+008
20	0,62461	1,4134	9,7578e+008	3,8013e+008
21	0,69077	1,2024	9,0257e+008	3,1796e+008
22	0,79002	0,88096	8,8284e+008	2,291e+008
23	0,9389	0,35596	1,3853e+009	1,6801e+008
24	1,	0,11558	1,603e+009	1,8235e+008
25	1,2	1,9984e-002	1,5289e+009	1,7977e+008
26	1,4	7,6172e-002	1,4557e+009	1,7958e+008
27	1,7	0,22162	1,4013e+009	1,8378e+008
28	2,	0,36889	1,392e+009	1,9325e+008

Tabla 22: Tensión equivalente VM mínima, máxima y media durante la simulación para deformación

30°

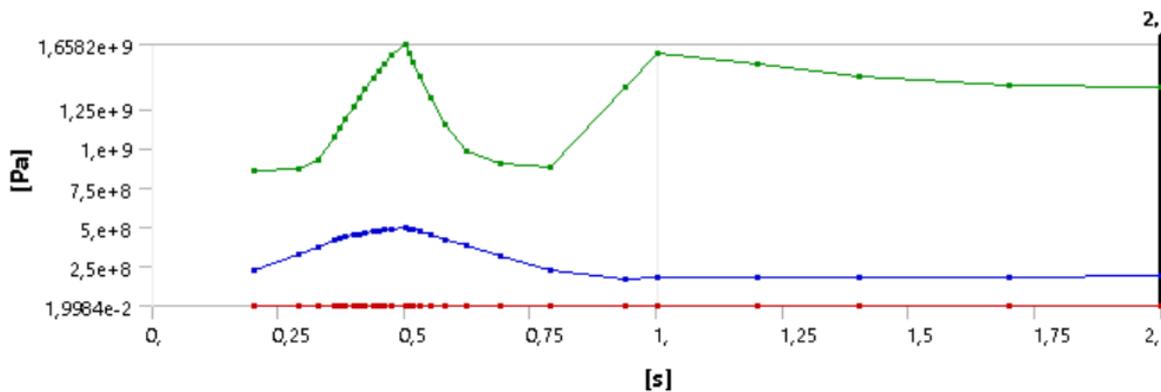


Gráfico 15: Tensión equivalente VM mínima, máxima y media durante la simulación para deformación

30°

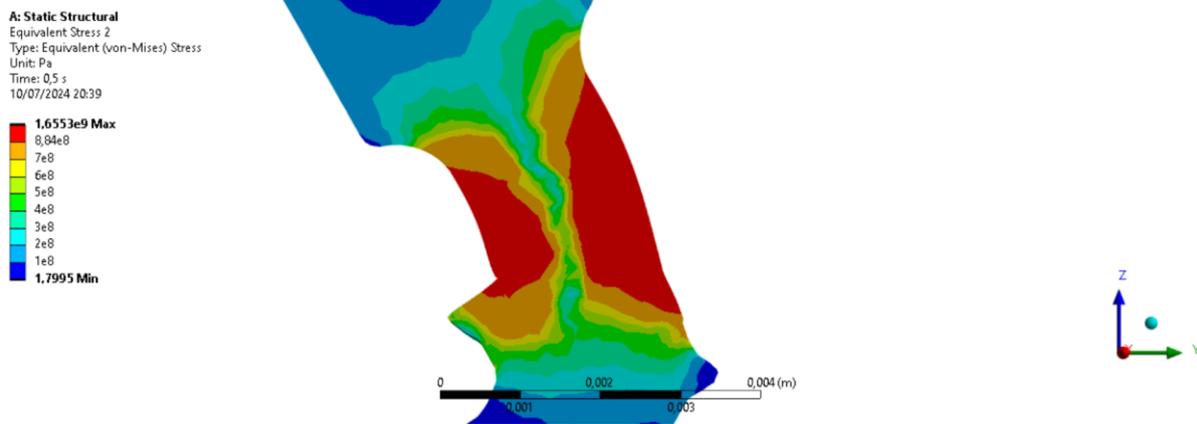


Gráfico 16: Tensiones VM a 0,5s de simulación para deformación 30°

En este caso las tensiones se muestran en Pa, la zona roja vuelve a ser la zona con tensiones mayores al límite del material del implante. Se puede ver como la tensión máxima que sufre el implante es en el momento de máxima carga de doblado a 0,5 segundos de simulación. Las tensiones a 1 segundo de simulación corresponden con las tensiones residuales en el implante como resultado del doblado y plastificación del material y la posterior relajación hasta llegar a 0 N de carga al final del primer paso. De hecho, se puede ver las tensiones en el cuello disminuyen al aplicar la carga de 100 N en el segundo paso aliviando las tensiones residuales.

A continuación, se muestran los mapas vectoriales de las tensiones en el cuello del implante para cada caso de simulación.

A: Static Structural
Vector Principal Stress
Type: Vector Principal Stress (Unaveraged)
Unit: Pa
Time: 1 s
07/04/2024 20:14

- Maximum Principal
- Middle Principal
- Minimum Principal

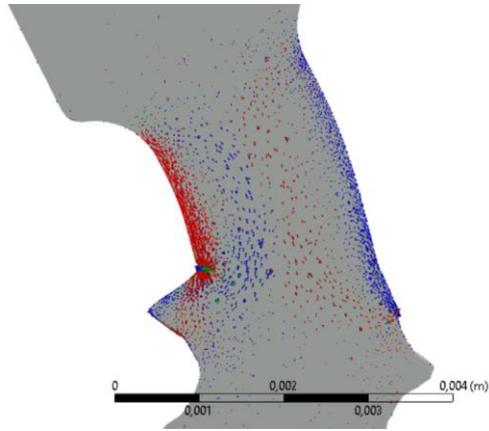


Figura 51: Mapa vectorial de tensiones principales internas para deformación 30°

A: Static Structural
Vector Principal Stress
Type: Vector Principal Stress
Unit: Pa
Time: 2 s
25/04/2024 20:23

- Maximum Principal
- Middle Principal
- Minimum Principal

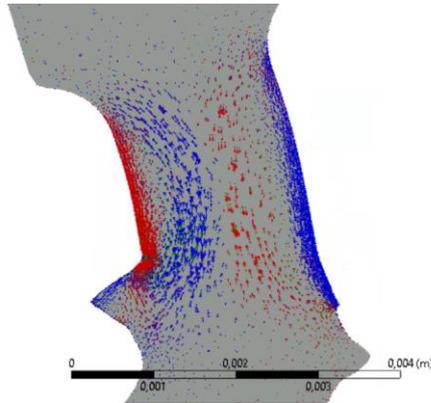


Figura 52: Mapa vectorial de tensiones principales internas para deformación 20°

A: Static Structural
Vector Principal Stress
Type: Vector Principal Stress
Unit: Pa
Time: 2 s
25/04/2024 20:28

- Maximum Principal
- Middle Principal
- Minimum Principal

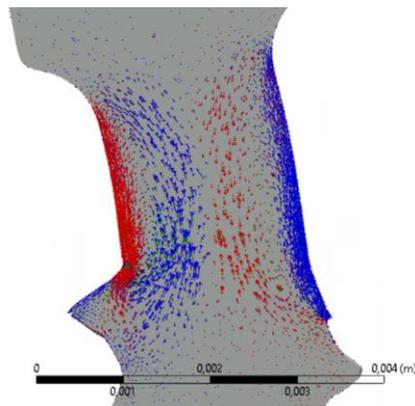


Figura 53: Mapa vectorial de tensiones principales internas para deformación 15°

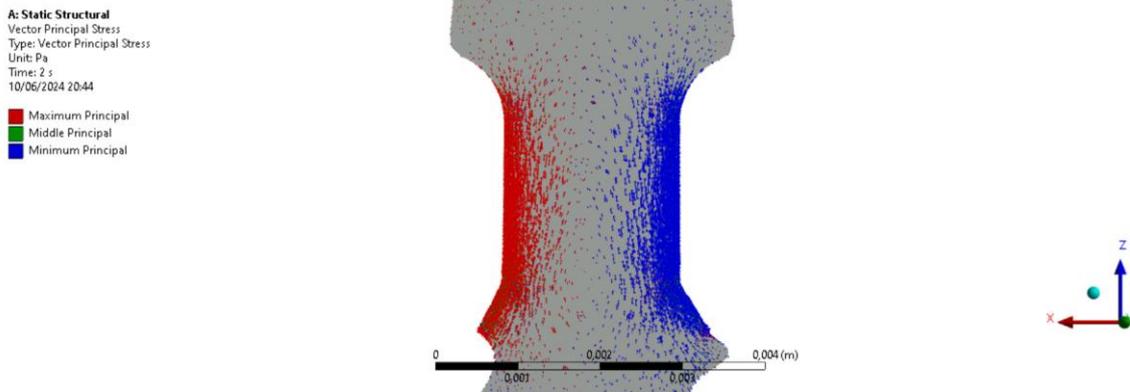


Figura 54: Mapa vectorial de tensiones principales internas para sin deformación 0°

En el mapa vectorial se puede ver cómo varían las tendencias de las tensiones internas en el cuello del implante en cada caso. Nos fijaremos primero en los casos con deformación del cuello. Se puede observar que la mayor agrupación de tensiones internas a tracción se encuentra en la zona comprimida del cuello. Por el otro lado, la agrupación mayoritaria de tensiones de compresión se encuentra en el lado traccionado del cuello del implante. El sentido de los vectores en ambos lados del cuello corresponde con el sentido contrario de la aplicación de la fuerza de doblado. Además, las fibras que se encuentran en contacto con el lado más traccionado tienen una tendencia a comprimirse. Las fibras en contacto con el lado más comprimido presentan una tendencia a traccionarse. Se puede apreciar perfectamente la fibra neutra donde ambas tendencias vectoriales del interior del implante convergen.

5.2 FFI Goodman

El segundo resultado principal obtenido en las simulaciones es el coeficiente de fallo a fatiga según Goodman. Con ello, se quiere predecir el comportamiento a fatiga del material, así como las zonas de más probabilidad de fallo a lo largo de su vida útil. Se ha escogido el criterio de Goodman debido a la ductilidad y las propiedades mecánicas del material del implante. El criterio de Goodman permite evaluar la seguridad y funcionalidad de un material sometido a cargas cíclicas basándose en las cargas permanentes y alternantes. Además, se puede

representar gráficamente la tensión alternante frente a la tensión constante. En esa gráfica, el área que queda por debajo de la línea corresponde con la zona de trabajo segura para la cual el material no sufrirá el fallo tras millones de ciclos [41]. El diagrama está limitado por la tensión límite de rotura a tracción y el límite de resistencia a tensiones alternantes.

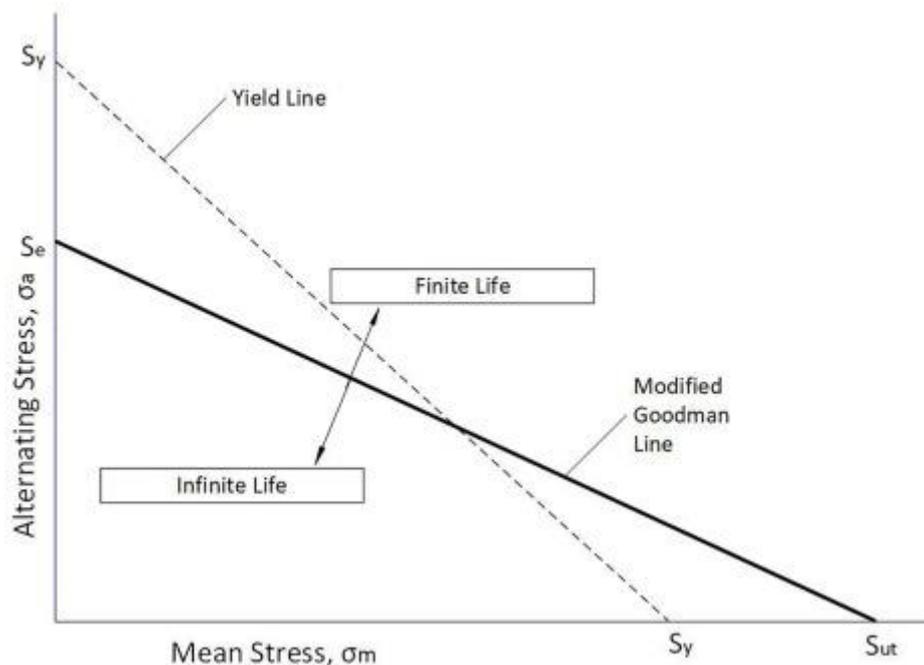


Gráfico 17: Diagrama de Goodman [42]

Para obtener el resultado del coeficiente de fallo a fatiga de Goodman, se necesita obtener varios resultados intermedios que finalmente muestren el resultado en el cuerpo del implante. Se toman los valores de las tensiones principales en el caso de máxima amplitud y de mínima amplitud en la fase de carga alternativa. De este modo, esos valores son los correspondientes al final del paso 1, sin carga adicional, y el final del paso 2, con la carga ISO completa. Se han utilizado las siguientes ecuaciones para resolver el modelo y calcular el coeficiente de FFI Goodman [43].

$$S1_{min} = S1 \text{ a } 1 \text{ segundo}$$

$$S1_{M\acute{a}x} = S1 \text{ a } 2 \text{ segundos}$$

$$S2_{min} = S2 \text{ a } 1 \text{ segundo} \quad S2_{Máx} = S2 \text{ a } 2 \text{ segundos}$$

$$S3_{min} = S3 \text{ a } 1 \text{ segundo} \quad S3_{Máx} = S3 \text{ a } 2 \text{ segundos}$$

$$Sa_1 = \frac{S1_{Máx} - S1_{min}}{2} \quad Sa_2 = \frac{S2_{Máx} - S2_{min}}{2} \quad Sa_3 = \frac{S3_{Máx} - S3_{min}}{2}$$

$$Sm_1 = \frac{S1_{Máx} + S1_{min}}{2} \quad Sm_2 = \frac{S2_{Máx} + S2_{min}}{2} \quad Sm_3 = \frac{S3_{Máx} + S3_{min}}{2}$$

$$Sqa = \sqrt{\frac{((Sa_1 - Sa_2)^2 + (Sa_2 - Sa_3)^2 + (Sa_3 - Sa_1)^2)}{2}}$$

$$Sqm = \sqrt{\frac{((Sm_1 - Sm_2)^2 + (Sm_2 - Sm_3)^2 + (Sm_3 - Sm_1)^2)}{2}}$$

$$FFI = \frac{Sqa}{Se} + \frac{Sqm}{Su}$$

Siendo Se el valor límite de resistencia a cargas alternantes del material, 600 MPa. Siendo Su el valor límite de resistencia a tracción del material, 884,5 MPa.

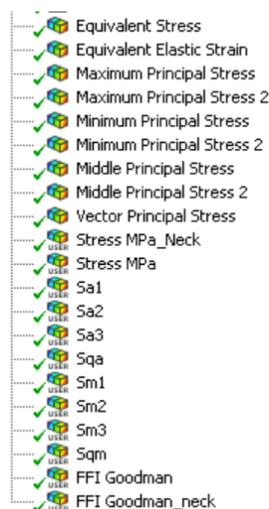


Figura 55: Resultados obtenidos en las simulaciones

A continuación, se muestran las imágenes de resultados del coeficiente FFI de Goodman en el implante. De nuevo, se presentan con el mismo plano de sección transversal que en el caso de

los resultados de tensiones. El plano es perpendicular a la dirección de la fuerza de doblado aplicada para los casos con deformación y es perpendicular a la dirección de aplicación de la carga ISO para el caso sin deformación. La primera imagen de cada caso representa la cara superficial del cuello y la segunda el interior del implante.

FFI Goodman deformación 30°

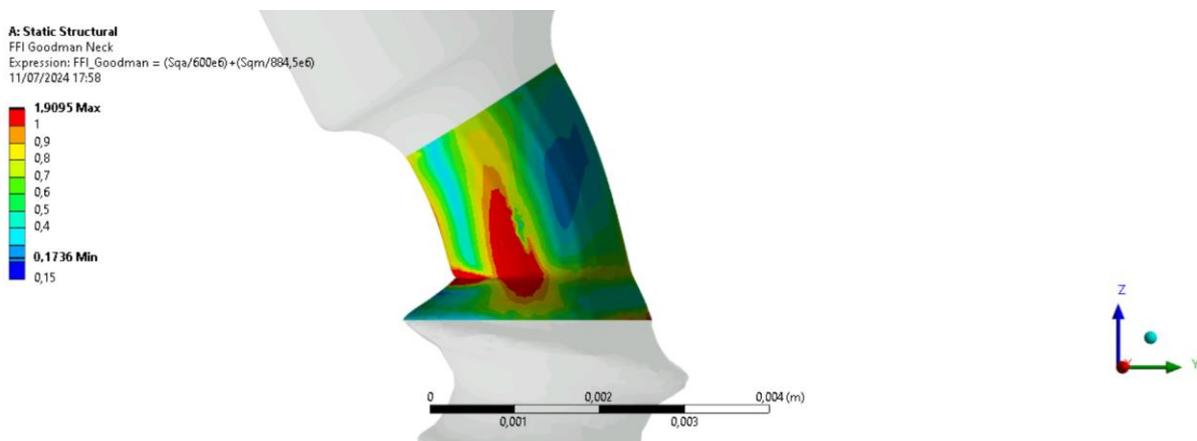


Figura 56: FFI Goodman superficie cuello deformación 30°

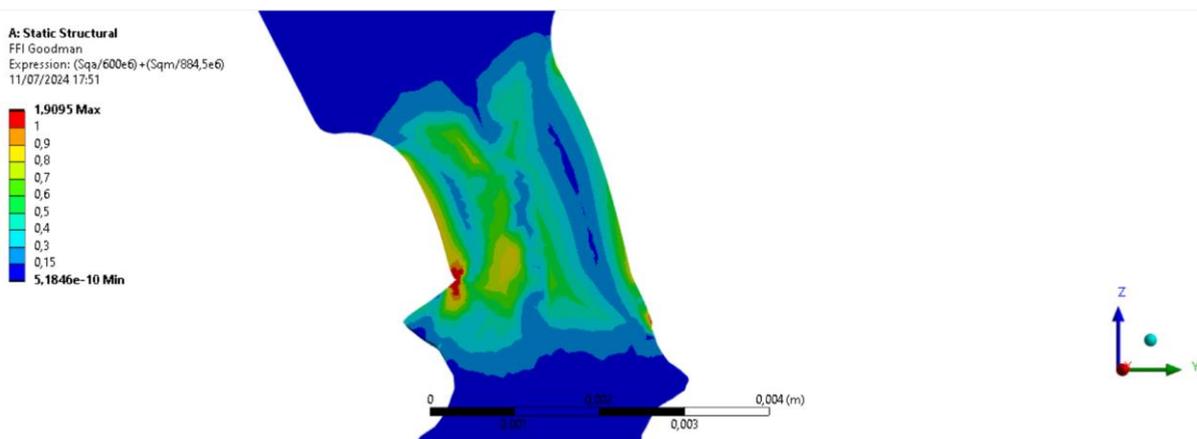


Figura 57: FFI Goodman interior deformación 30°

FFI Goodman deformación 20°

A: Static Structural
FFI Goodman Neck
Expression: $FFI_Goodman = (\text{Sqa}/600e6) + (\text{Sqm}/884,5e6)$
11/07/2024 17:59

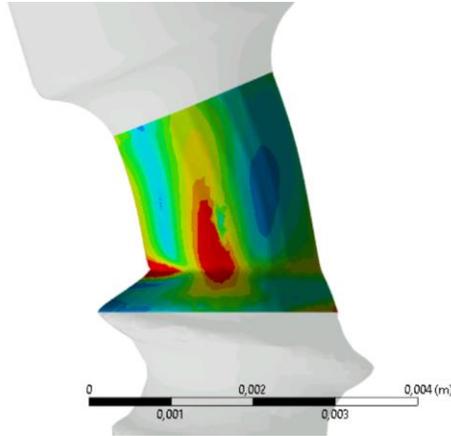
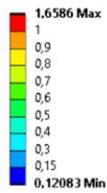


Figura 58: FFI Goodman superficie cuello deformación 20°

A: Static Structural
FFI Goodman
Expression: $(\text{Sqa}/600e6) + (\text{Sqm}/884,5e6)$
11/07/2024 17:50

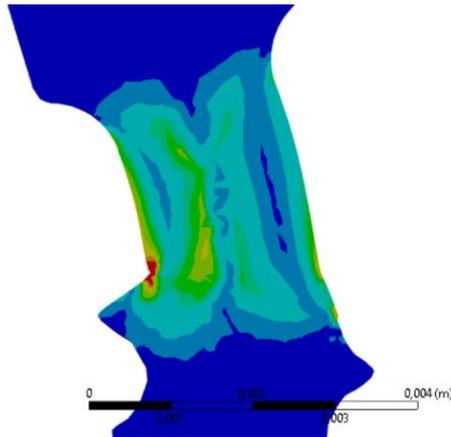
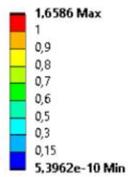


Figura 59: FFI Goodman interior deformación 20°

FFI Goodman deformación 15°

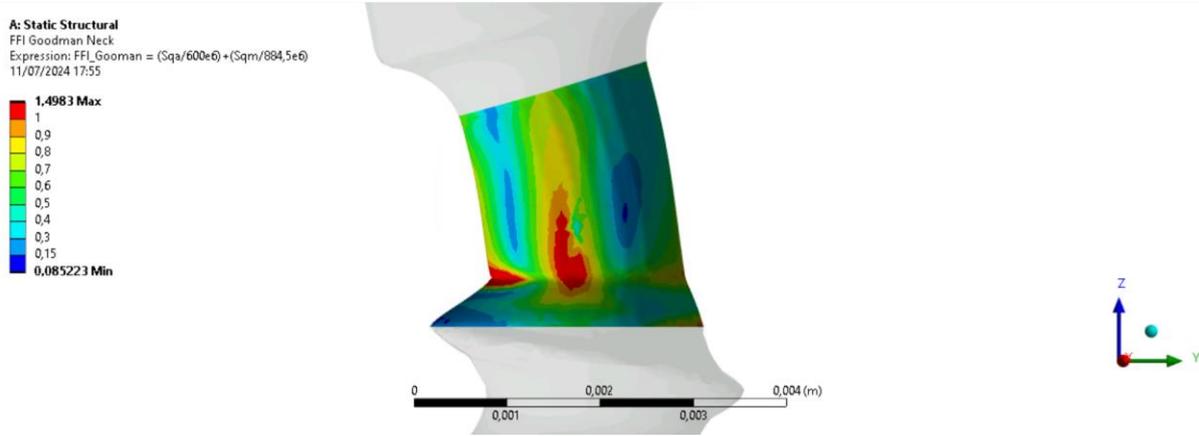


Figura 60: FFI Goodman superficie cuello deformación 15°

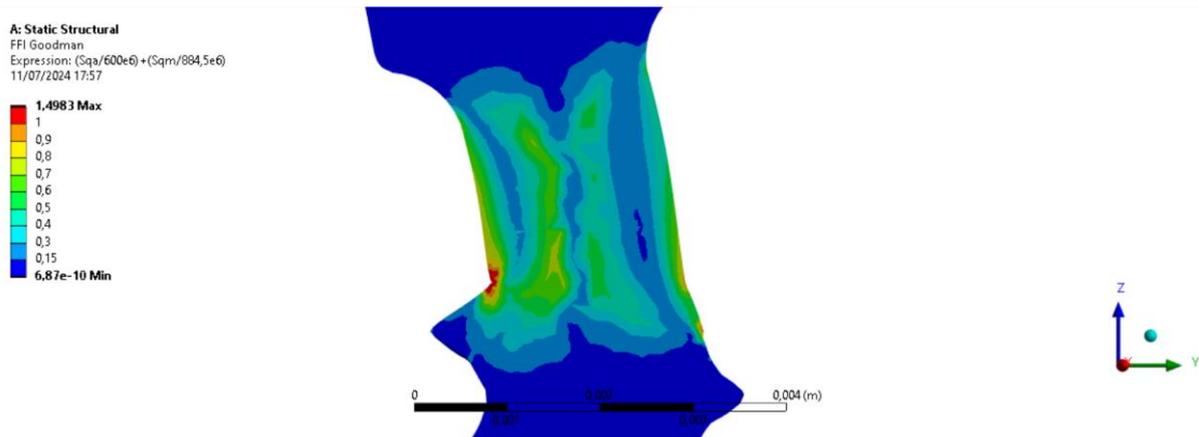


Figura 61: FFI Goodman interior deformación 15°

FFI Goodman sin deformación 0°

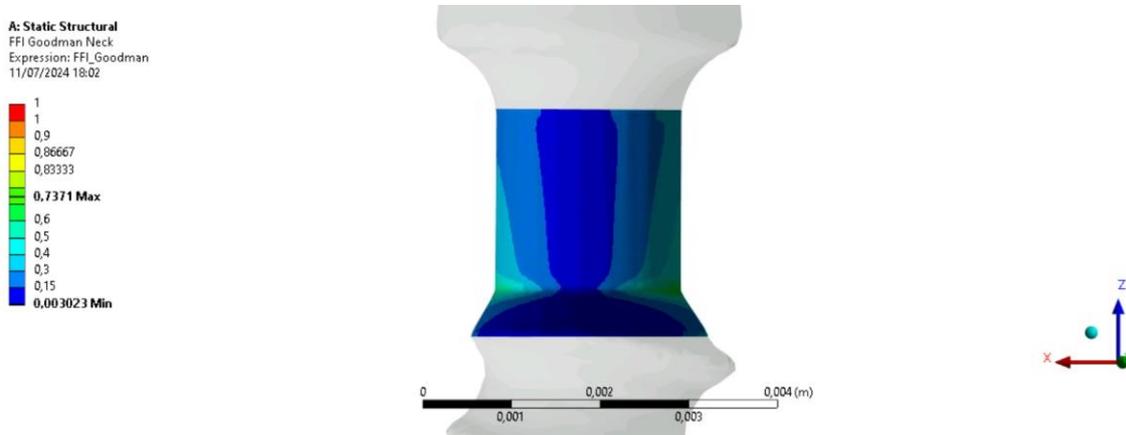


Figura 62: FFI Goodman superficie cuello sin deformación 0°

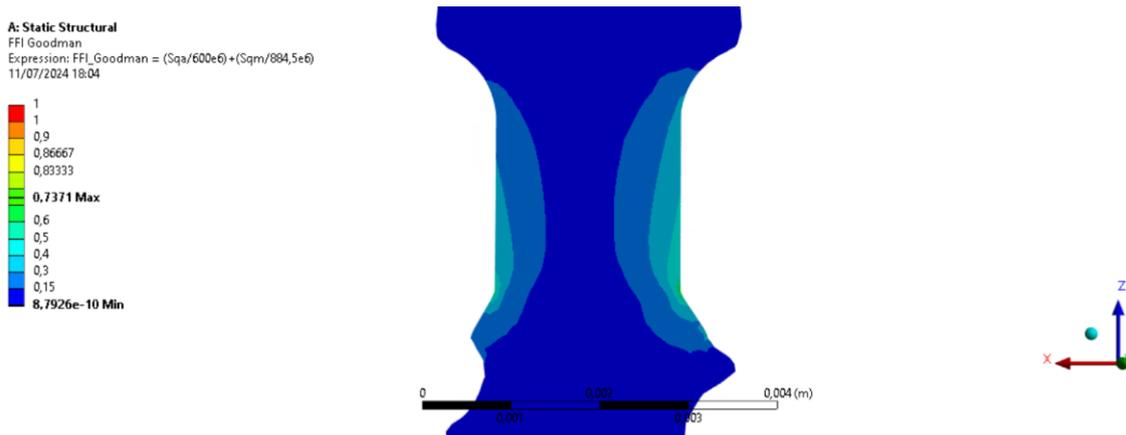


Figura 63: FFI Goodman interior sin deformación 0°

El coeficiente con valor por encima de uno representa las zonas que sufrirán fallos a fatiga a lo largo de la vida útil del material. La zona con coeficiente mayor de uno está representada con el color rojo en la geometría del implante. Las zonas de coeficiente más elevado se corresponden con las zonas de mayor tensión final en los resultados anteriores. Se puede observar como las imágenes son muy similares a las imágenes de los resultados de tensiones en el implante del apartado anterior. La distribución de colores y de valores según la leyenda son muy parecidos a la distribución de tensiones anterior. Las zonas que superan el límite de fractura a fatiga son casi idénticas a los propios que superan la tensión máxima de rotura como

era de esperar. Sin embargo, aun siendo las zonas muy similares, se puede observar que las áreas que superan el coeficiente de rotura son algo más grandes que las zonas por encima de la tensión máxima. También se observa de nuevo como el coeficiente máximo de fallo a fatiga se encuentra en el caso de mayor deformación, de 30°, siendo este valor de 1,9095. En este caso la zona central de la superficie del cuello sufrirá fallos en cualquier caso de deformación del cuello. Para todos los casos el valor máximo del coeficiente se encuentra en la base de la rosca en el lado izquierdo donde sucede la máxima compresión del cuello. Para el caso sin deformación no se encuentra zona alguna que presente riesgo de fallo a fatiga.

6. RESULTADOS IMPLANTE Y HUESO

Se han recogido los resultados de las tensiones finales en todos los cuerpos al finalizar la simulación. De nuevo, la tensión equivalente Von-Mises se ha utilizado como criterio para indicar las zonas de peligro y las zonas de rotura del implante y, en este caso, también del hueso.

6.1 Implante

Los resultados obtenidos se asemejan considerablemente a los obtenidos en el apartado 5.1 Tensiones. De nuevo para todo caso con deformación del cuello, siendo 15°, 20° o 30°, la tensión límite de rotura del material Ti-6Al-4V ELI recocido de 884,5 MPa se supera. La zona de máxima tensión en el implante sigue siendo la base del cuello que en este caso está en contacto con el hueso. Sin embargo, existen zonas con tensiones superiores a la de rotura alrededor de toda la base en contacto con el hueso. Viendo el plano de sección transversal del implante se puede ver que no existen tensiones internas superiores a la tensión de fallo del material más que aquellas situadas en la base de la rosca. La tensión máxima que se alcanza es mayor a la obtenida en el mismo caso del implante sin el hueso. El punto de máxima tensión

se vuelve a encontrar en el lado izquierdo de la base de la rosca, en la zona de mayor compresión del cuello.

A continuación, se muestran los resultados de las tensiones del modelo para todos los casos tras la simulación en dos pasos. La leyenda está elegida acorde a la tensión límite de rotura del material, por lo que estos primeros resultados sólo permiten discernir el comportamiento del implante en condiciones de funcionamiento dentro del hueso. Los resultados se presentan con un plano de sección transversal perpendicular a la carga horizontal mostrando así las tensiones en las direcciones de aplicación de la fuerza de doblado. Para el caso sin deformación el resultado se muestra sin plano de sección dado que, al no haber fuerza de doblado, la tensión máxima se encuentra en la cara paralela al plano de sección.

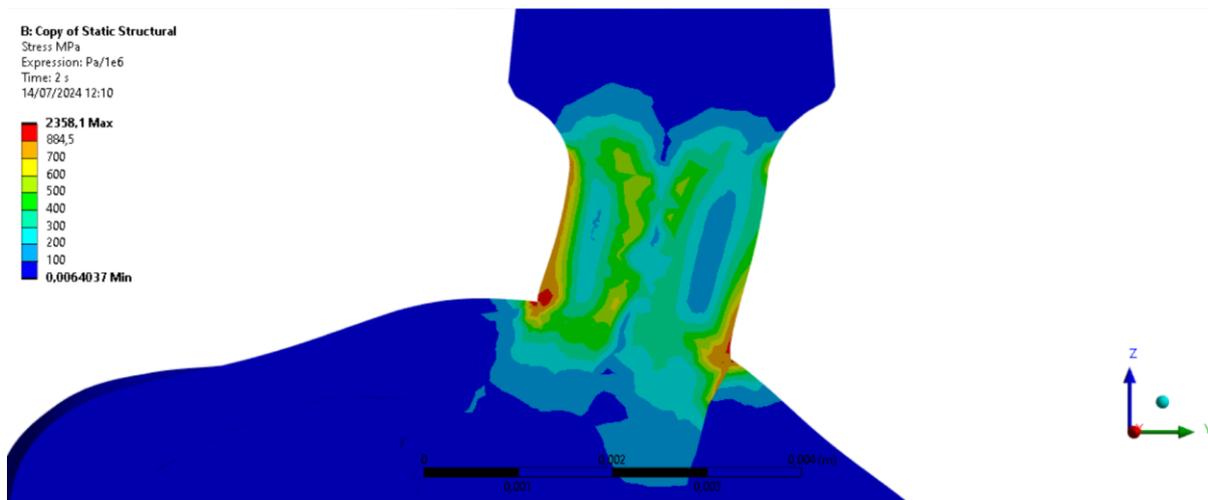


Figura 64: Tensiones internas finales VM implante deformación 30°

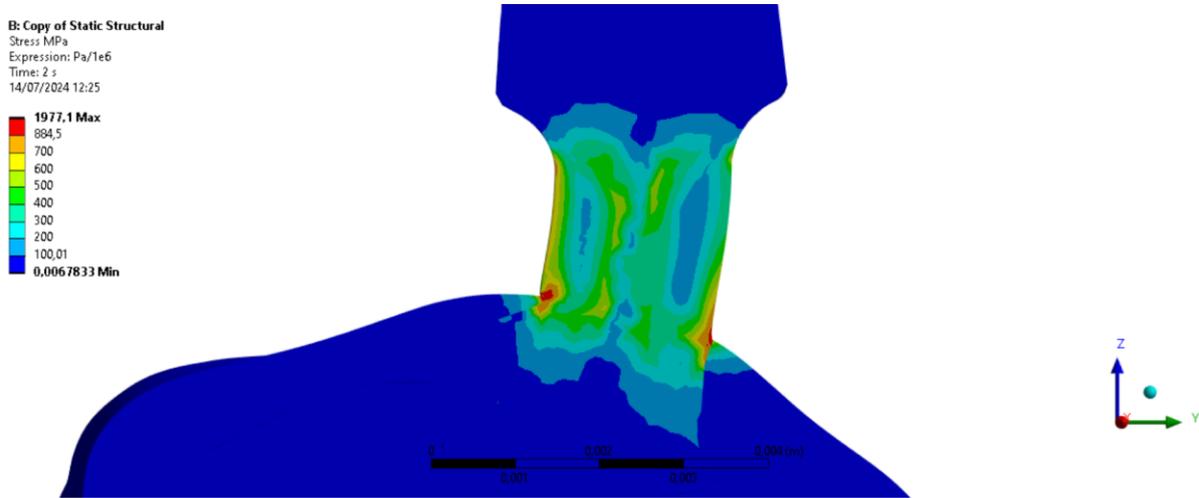


Figura 65: Tensiones internas finales VM implante deformación 20°

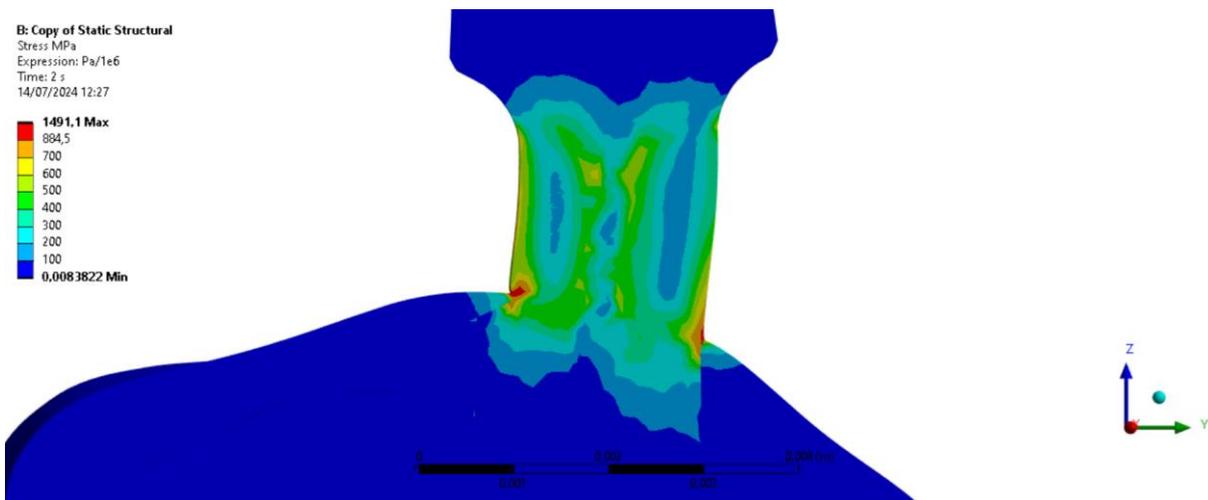


Figura 66: Tensiones internas finales VM implante deformación 15°

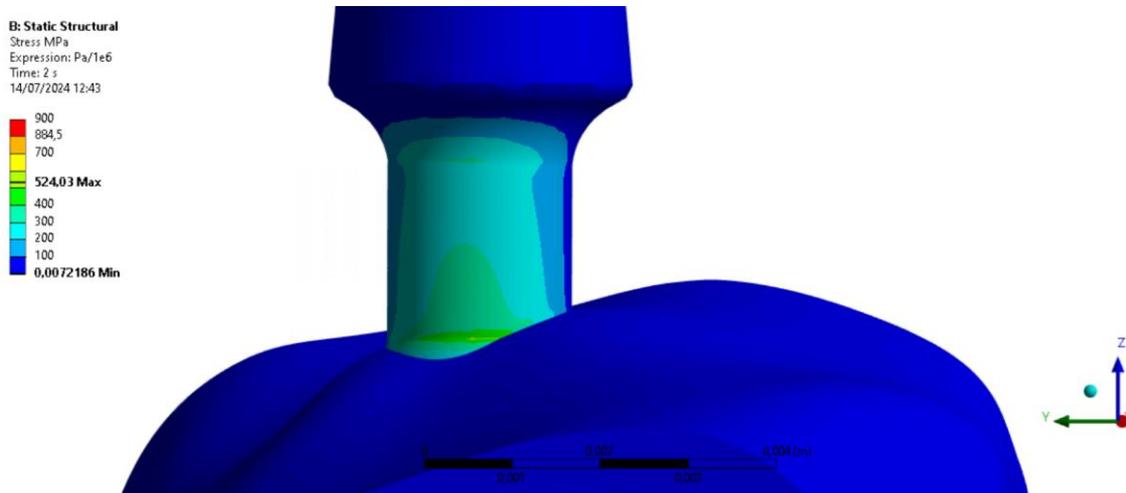


Figura 67: Tensiones internas finales VM implante sin deformación 0°

Las zonas rojas en cada imagen se corresponden con la superficie que sobrepasa la tensión límite de rotura del material que se corresponde con 884,5 MPa, tal y como está señalado en la leyenda. Las unidades de tensión están en MPa. A primera vista vuelve a destacar la clara diferencia de resultados entre el caso sin deformación previa frente al resto de casos con deformación. La acción de deformar el cuello del implante antes de cargarlo ha supuesto una diferencia de tensiones finales máximas de 1834,07 MPa en el caso más desfavorable de 30° de deformación, lo que supone un aumento del 450%. El punto de mayor tensión se encuentra en todos los casos con deformación en la esquina inferior izquierda del cuello en la base de la rosca. Para el caso sin deformación el punto de mayor tensión también se encuentra en la base del cuello en la zona más comprimida, aunque debido a la dirección de la carga, se encuentra en la dirección perpendicular al resto de casos. La tensión máxima sufrida por el cuello es menor cuánto menor es el ángulo de deformación como era de esperar. Sin embargo, en todos los casos del modelo del implante con hueso, la tensión máxima es mayor que en los mismos casos del modelo del implante sin hueso, menos para el caso sin deformación en el cual este valor es ligeramente menor. La tensión máxima con deformación de 30° es la mayor con el valor de 2358,1 MPa, por lo que está 1473,6 MPa por encima del límite del material. Le sigue el caso de 20° de deformación con una tensión máxima de 1977,1 MPa, estando 1092,6 MPa por encima del límite del material. Por último, la tensión máxima en el caso de 15° de

deformación es de 1491,1 MPa, estando 606,6 MPa por encima del límite del material. Sin embargo, en el caso sin deformación la tensión máxima está en el bajo valor de 524,03 MPa, estando 360,47 MPa por debajo del límite del material. El momento de máxima tensión en el implante es de nuevo el punto de máxima aplicación de la carga a los 0,5 segundos de simulación.

6.2 Hueso cortical

En líneas generales el hueso cortical sufre las mismas condiciones que el implante en todos los casos. Se ha utilizado la tensión equivalente de Von-Mises para determinar las zonas de peligro o riesgo de fractura en la simulación del hueso. Se ha observado que el hueso sufre fracturas para todos los casos de deformación del cuello del implante, desde 15° de deformación hasta los 30° de deformación. Para todos los casos con deformación del implante, existen tensiones superiores a la tensión límite del hueso cortical, la cual tiene el valor de 175 MPa. En el caso de carga sobre el implante sin deformación previa el hueso cortical no sufre rotura. La zona de fallo del hueso se sitúa en la capa superficial del hueso que se encuentra en contacto con el implante. No hay zonas de rotura en el interior del hueso, siquiera en las zonas en contacto con el implante, solamente en la capa superficial. Además de ser en la capa superficial, toda la zona que rodea la base de la rosca se encuentra por encima de la tensión límite del hueso, similar a lo que sucede con los resultados del implante en el apartado anterior 6.1 Implante. El punto de máxima tensión en el hueso cortical se encuentra en el lado izquierdo de la circunferencia que está en contacto con el implante, coincidiendo con el punto de mayor tensión en el propio implante.

A continuación, se muestran los resultados de tensiones del modelo para todos los casos tras los dos pasos de la simulación aislando el hueso cortical. La simulación se ha realizado con todo el modelo, pero en las imágenes se muestran los resultados en el hueso cortical con su respectiva escala. La escala está en MPa y se refleja correspondiendo a la tensión límite del hueso. La primera imagen se muestra con el mismo plano de sección transversal del apartado

anterior en dirección de la aplicación de la fuerza de doblado. La segunda imagen muestra una vista distinta sin el plano de sección para apreciar las tensiones en la circunferencia del agujero.

Tensiones finales Von-Mises hueso cortical deformación 30°

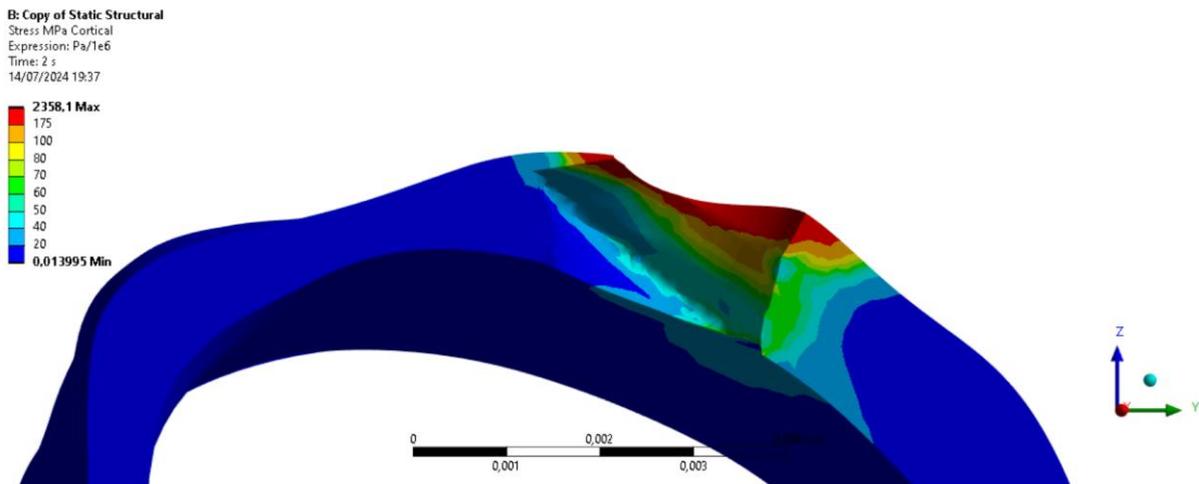


Figura 68: Tensiones internas finales VM hueso cortical deformación 30°

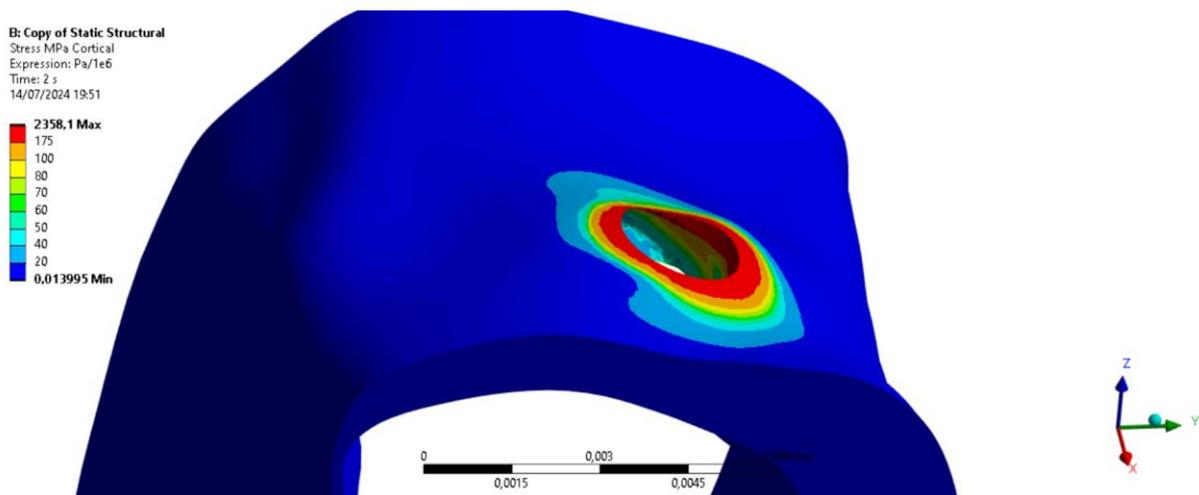


Figura 69: Tensiones finales VM hueso cortical deformación 30°

Tensiones finales Von-Mises hueso cortical deformación 20°

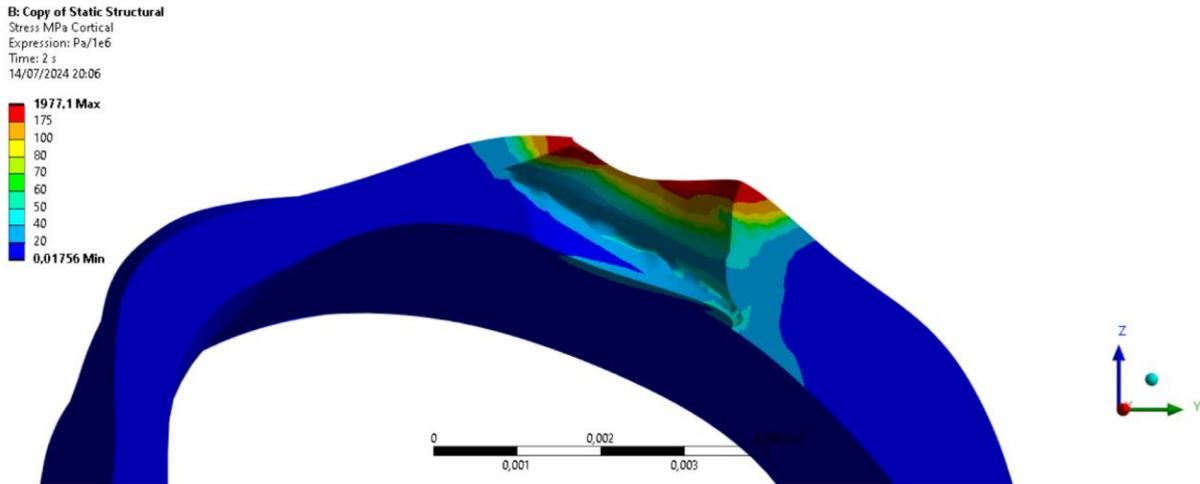


Figura 70: Tensiones internas finales VM hueso cortical deformación 20°

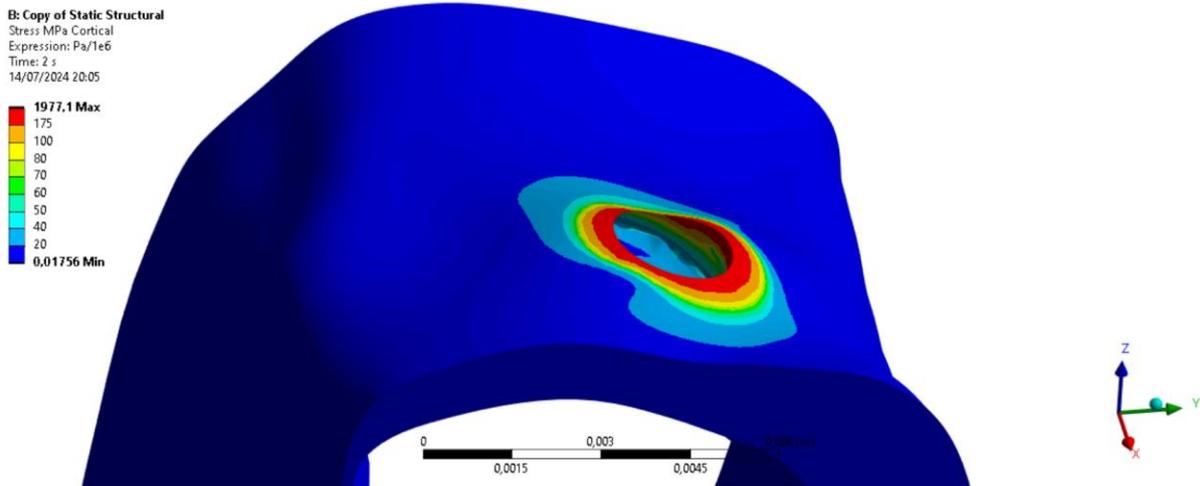


Figura 71: Tensiones finales VM hueso cortical deformación 20°

Tensiones finales Von-Mises hueso cortical deformación 15°

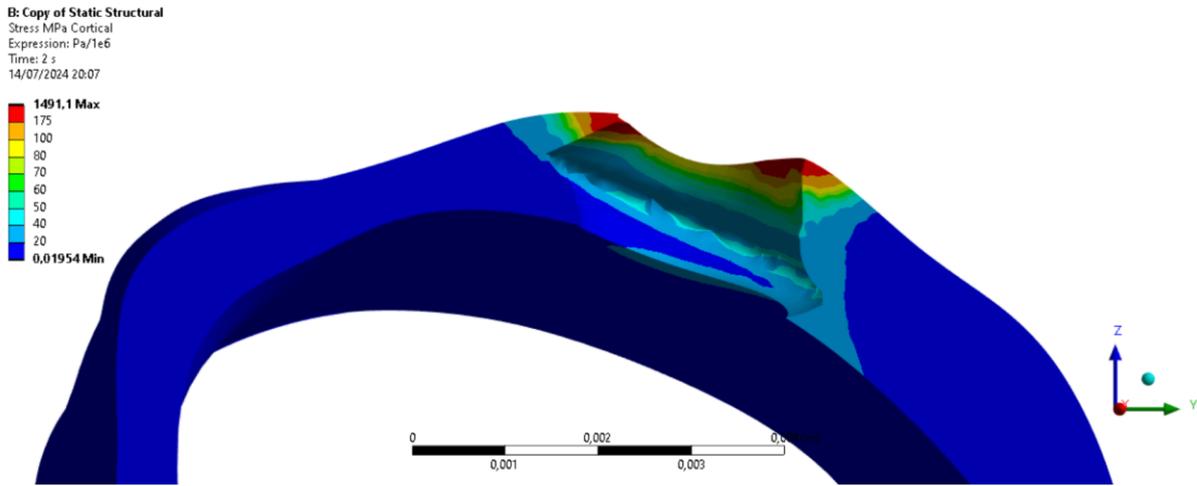


Figura 72: Tensiones internas finales VM hueso cortical deformación 15°

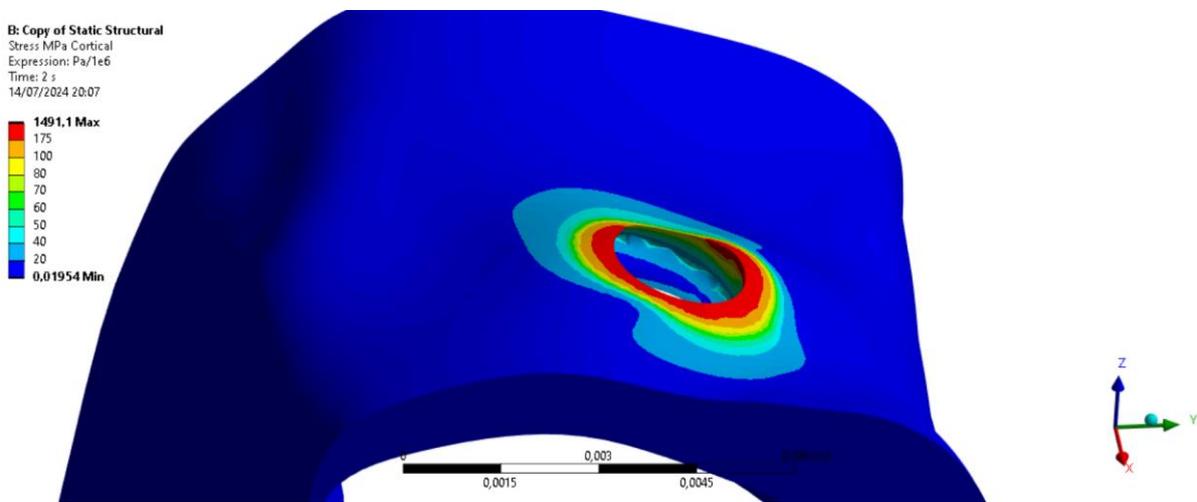


Figura 73: Tensiones finales VM hueso cortical deformación 15°

Tensiones finales Von-Mises hueso cortical sin deformación 0°

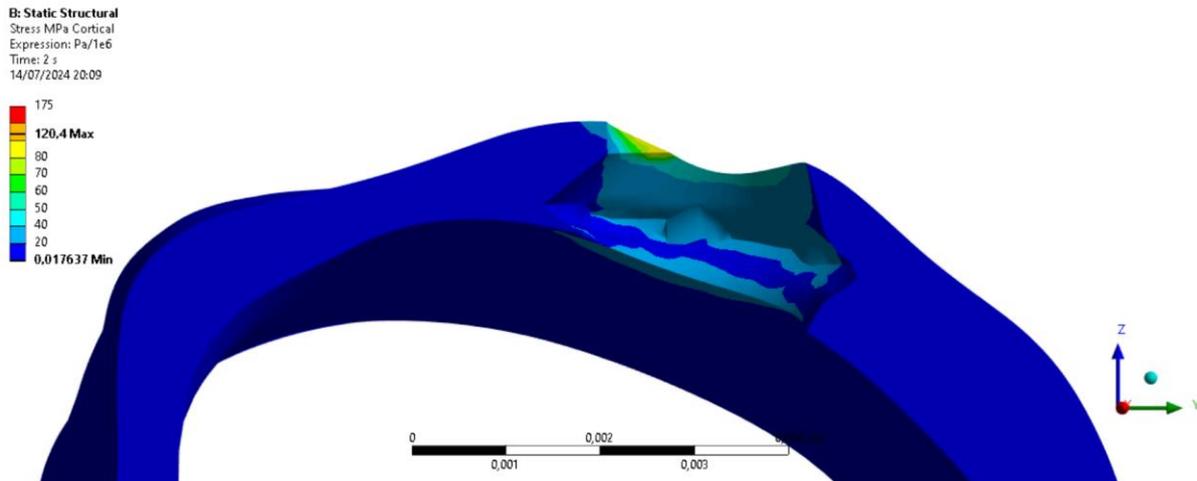


Figura 74: Tensiones internas finales VM hueso cortical sin deformación 0°

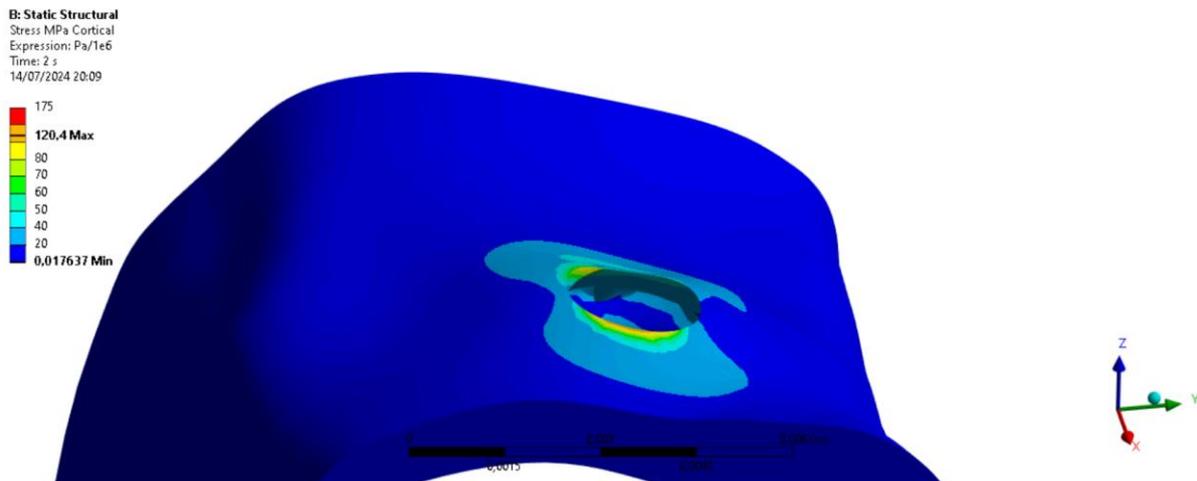


Figura 75: Tensiones finales VM hueso cortical sin deformación 0°

Las zonas rojas representan los puntos del hueso donde se supera la tensión límite del hueso que es de 175 MPa. La diferencia entre los resultados de los casos con deformación y el caso sin deformación vuelve a ser muy clara. La zona roja de los 3 casos con deformación del cuello del implante es muy similar y se encuentra en el mismo lugar del hueso. El valor máximo de

tensión final Von-Mises disminuye a medida que disminuye el ángulo de deformación del implante. El tamaño del área alrededor del cuello de la base del cuello del implante también disminuye a medida que disminuye el ángulo de deformación del cuello del implante. La profundidad de la zona roja a lo largo de las paredes del hueso en contacto con el implante no es mayor sin embargo según aumenta el ángulo de deformación del implante. Para el caso sin deformación no se aprecia ninguna zona con tensiones superiores a la tensión límite del hueso. Las tensiones se distribuyen de forma casi uniforme alrededor del hueco que deja el implante. Se puede ver como las áreas de mismo valor de tensión forman circunferencias de diámetro casi constante. Sin embargo, se ve que la zona del círculo en el sentido del eje -X es la que sufre menor tensión. El punto de mayor tensión se encuentra en el mismo lugar que el punto de mayor tensión del implante para el mismo caso. Ese lugar se corresponde con la zona de mayor compresión del modelo.

6.3 Hueso trabecular

El hueso trabecular es una estructura porosa que no es maciza ni rígida. La estructura importante que dictamina la estabilidad del modelo es el hueso cortical [20], mientras que el hueso trabecular actúa de soporte y ocupa la gran mayoría del volumen total del hueso [23]. Se han utilizado las tensiones equivalentes de Von-Mises para estudiar el comportamiento del hueso. Para el caso de máxima deformación del implante se encuentran puntos de tensiones por encima del límite del hueso que es de 7 MPa. La zona de tensiones mayores al límite del hueso se encuentra en el punto de contacto con el implante en la zona entre la base del cuello y el primer diente de la rosca. Las tensiones elevadas se encuentran en el lado del hueco más cercano al interior de la boca. A diferencia de los resultados en el hueso cortical, para los casos con deformación de 20° y 15° no existen zonas que superen los 7 MPa en el hueso. Los resultados en el hueso trabecular del caso sin deformación tampoco presentan zonas de tensiones por encima del límite.

A continuación, se muestran los resultados de tensiones del modelo para todos los casos tras los dos pasos de la simulación aislando el hueso trabecular. La simulación se ha realizado con

todo el modelo, pero en las imágenes se muestran los resultados en el hueso trabecular con su respectiva escala. La escala está en MPa y se refleja correspondiendo a la tensión límite del hueso. Las imágenes se muestran con el mismo plano de sección transversal del apartado anterior en dirección de la aplicación de la fuerza de doblado.

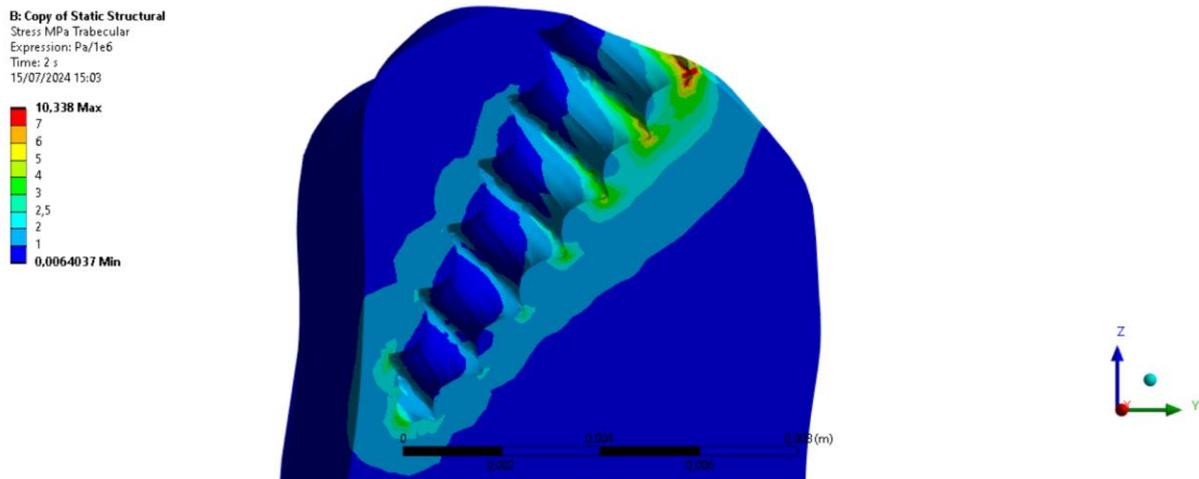


Figura 76: Tensiones finales internas VM hueso trabecular deformación 30°

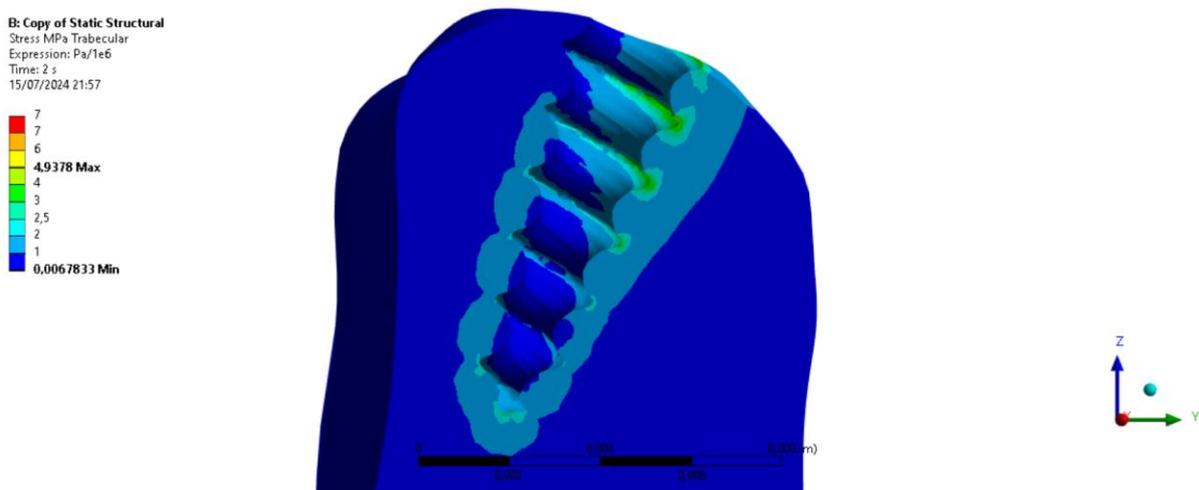


Figura 77: Tensiones internas finales VM hueso trabecular deformación 20°

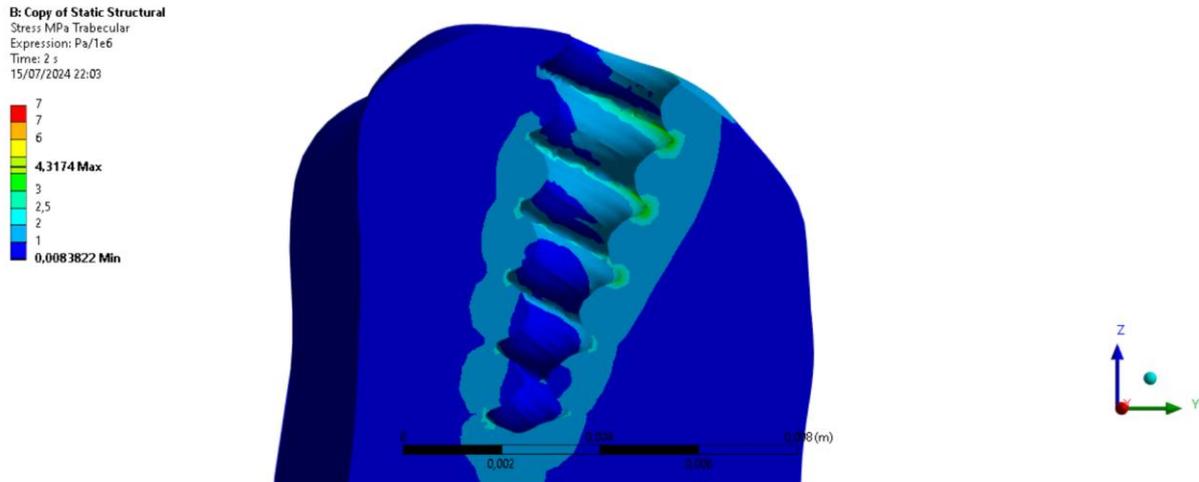


Figura 78: Tensiones internas finales VM hueso trabecular deformación 15°

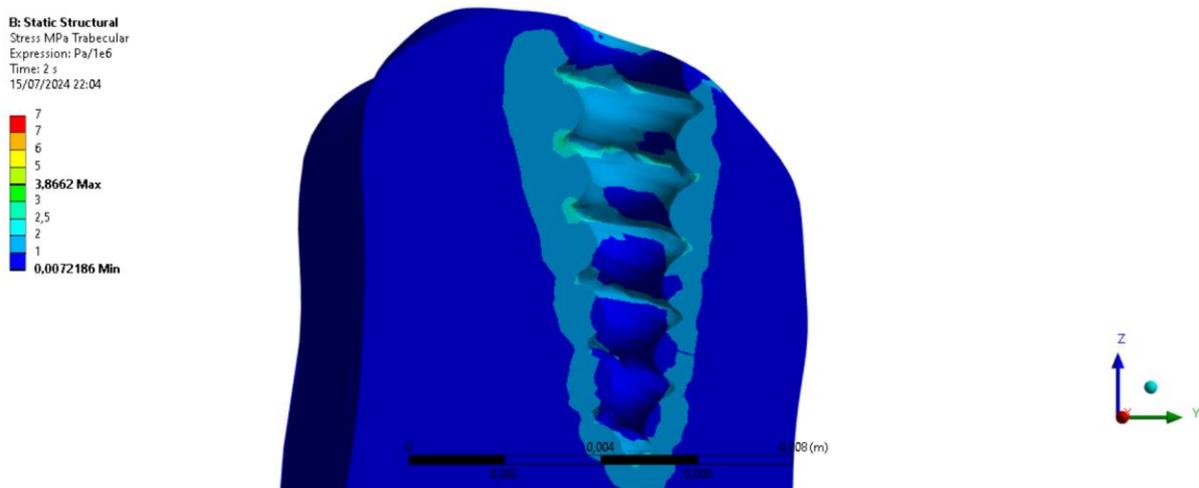


Figura 79: Tensiones internas finales VM hueso trabecular sin deformación 0°

Las zonas rojas representan los puntos del hueso donde se supera la tensión límite del hueso que es de 7 MPa. Existe diferencia entre los casos con deformación y el caso sin deformación, aunque no es tan aparente como en el resto de los ensayos. El ensayo que destaca más en este ensayo es el caso de 30° de deformación como se ha mencionado anteriormente. La zona roja del caso de 30° de deformación se puede ver en el lado superior del hueso trabecular, el cual está en contacto con el hueso cortical y la base de la rosca del implante. El valor máximo de

tensión final Von-Mises disminuye a medida que disminuye el ángulo de deformación del implante. Se puede ver que los valores de tensiones más elevadas se concentran en las superficies de contacto con los dientes de la rosca del implante. Las tensiones en esas zonas además disminuyen con la profundidad de cada diente de la rosca. El lado derecho del hueso en contacto con la rosca tiene mayores tensiones que el lado izquierdo. El punto de mayor tensión se encuentra en el mismo lugar para todos los casos de simulación. Ese lugar se corresponde con la zona opuesta al punto de mayor compresión y está a la altura de la rosca menos profunda y la base del cuello del implante.

7. CONCLUSIONES

En este proyecto se ha estudiado el comportamiento de un implante dental monofásico en condiciones de funcionamiento reales. Se le ha sometido a fuerzas de doblado que deforman el cuello del implante permanente mente y se han analizado las tensiones resultantes en la geometría del implante y las consecuentes tensiones en el hueso. A continuación, se expande sobre los resultados obtenidos por el estudio de elementos finitos y se exponen las ideas y deducciones que se han obtenido a raíz de ellos.

De acuerdo a los resultados expuestos en el capítulo anterior, se puede deducir que la acción de deformar plásticamente el cuello del implante 15° con respecto a su eje en la posición original conlleva daños importantes en el cuello del implante. La influencia de las tensiones residuales en el cuerpo del implante es muy elevada y de gran relevancia hasta el punto de que las tensiones residuales son las que dictaminan el estado tensional final del implante. Esto está muy claro comparando los resultados en cada ensayo para los casos con deformación con el caso sin deformación alguna del cuello. El cuello del implante se deforma plásticamente de manera muy extrema. Tras aplicar la carga de doblado, el cuello solamente recupera unos 2° - 5° de desviación debido a la recuperación elástica del material. Las fibras a partir de ese punto están muy tensionadas para el resto de su uso, incluso deben aguantar la carga alternativa

constante posterior. En una situación real, el implante se encuentra muy debilitado frente a las fuerzas de masticación debido a que ya se habrá visto reducida la eficiencia estructural del cuello del monoimplante en la acción de doblado.

La influencia de las tensiones residuales se puede ver muy bien en las imágenes de los mapas vectoriales de tensiones principales (Figura 52, Figura 53, Figura 54). Se puede observar que, en la zona comprimida del cuello, los vectores que se aprecian son de tracción. En el lado contrario, la zona más traccionada del cuello, los vectores son de compresión. Eso quiere decir que aún bajo carga ISO con el cuello supuestamente en reposo, las tensiones principales van en sentido contrario a la posición del cuello. El material trata de recuperar su forma original, las fibras están muy tensionadas y no son capaces de relajarse, siendo la principal causa de acumulación de tensiones en la pieza. Fijándonos en los resultados numéricos de las tensiones equivalentes de Von-Mises en el implante se puede llegar a la misma conclusión. El valor final máximo de las tensiones para todos los casos con deformación del implante sin excepción es muy similar al resultado de las tensiones residuales previas a aplicar la carga ISO. El valor tan elevado de tensión máxima no se asemeja en nada al valor máximo del caso sin deformación. De hecho, aplicar la carga ISO consigue aliviar parte de las tensiones residuales acumuladas en el cuello del implante. La tensión final tras los dos pasos de simulación es menor a la tensión al final de la aplicación de la carga de doblado, es decir, menor que la tensión residual del implante.

La tensión máxima se ha superado en el implante para todos los casos en los que se ha doblado el cuello. La tensión equivalente de Von-Mises ha servido para determinar las zonas de rotura del material en el momento del doblado. Todas las zonas rojas indican que sufrirán fallos simplemente con doblar el cuello, es decir, incluso antes de colocar una prótesis sobre él. Los resultados de coeficiente de fallo a fatiga han expandido las zonas de rotura a lo largo del funcionamiento natural de la pieza. De modo que, aparte de las zonas de fallo del material desde el inicio, los puntos cercanos a esas mismas zonas son susceptibles al fallo a fatiga bajo una carga alternante constante. Se puede concluir que las fracturas iniciales de la pieza implantada aumentarán de tamaño conforme aguanten las cargas masticatorias del paciente a lo largo del tiempo.

El modelo del implante aislado es capaz de predecir de manera bastante acertada el comportamiento de la pieza si lo comparamos con el segundo modelo del implante en el hueso. La distribución de las tensiones en el cuerpo del implante se asemeja mucho entre ambos modelos. Sin embargo, hay condiciones que el modelo del implante aislado no es capaz de simular y es por ello por lo que los resultados en el segundo modelo tienen algunas diferencias con los resultados del primer modelo. En primer lugar, las tensiones máximas en el modelo con hueso son considerablemente mayores a pesar de encontrarse en el mismo lugar que en el otro modelo. Las zonas rojas del cuello que está en contacto con el hueso cortical son más grandes en el segundo modelo, y se transmiten entre el hueso y el implante. La deducción es que la simulación del implante dental con un agarre empotrado en la rosca no es suficiente para representar el comportamiento exacto del mismo implante en condiciones reales de implantación en el hueso, pero sí son lo suficientemente similares como para sacar conclusiones válidas que se obtendrían de la misma manera con el modelo más complejo.

El hueso cortical es importante para asegurar la estabilidad del implante en el hueso. Al deformar el implante al menos 15°, el hueso también va a sufrir fracturas durante el doblado siempre. La posición en la que se coloca el implante también es muy relevante. El modelo completo con implante y hueso se ensayó primero incrustando el implante algo menos profundo. Lo que ocurrió fue que se encontró una zona pequeña de mucha tensión y el resultado no era tan uniforme. El incrustar el implante algo más profundo los resultados fueron más uniformes en el hueso alrededor del hueco y el valor máximo disminuyó. Es posible que colocar el diente de la rosca demasiado cerca de la superficie del hueso cortical signifique una concentración de tensiones demasiado elevada que se puede solucionar fácilmente con la correcta colocación del implante en el hueso. Por otra parte, la zona roja sólo aparece en la superficie externa del hueso, a pesar de que el hueso esté en contacto con el implante en toda su profundidad.

El análisis de fallo a fatiga del hueso cortical se ha considerado que no es de gran relevancia. Se ha utilizado el coeficiente de Goodman como en los análisis del implante, pero no se han mostrado los resultados porque la naturaleza del hueso los hace poco relevantes. El hueso es parte del organismo vivo de una persona, es por ello por lo que se regenera y se modifica con el paso del tiempo. El hueso es capaz de reaccionar a las fracturas y se adaptará al implante que

se encuentra incrustado en él [52]. Por ello, un análisis de fatiga a largo plazo no es coherente o real ni es comparable o contrastable.

El hueso trabecular no tiene gran influencia en los resultados generales del modelo. Aun así, sirve como agarre del implante. Las zonas de mayor tensión en el interior del hueso trabecular se encuentran en el lado opuesto a las tensiones máximas del implante y el hueso cortical. Es probable que, debido a que alberga la mayoría de la geometría del implante en su interior, se produzca un efecto palanca con la fuerza horizontal. Significa que funciona como si fuera un agarre empotrado para el implante.

Al fin y al cabo, doblar el cuello del implante supondrá el fallo la pieza implantada en el paciente, así como la fractura del hueso que lo rodea. Deformar el cuello del implante reduce su vida útil drásticamente. Según los resultados obtenidos en este trabajo, si se utiliza ese implante monofásico con las mismas características sin hacer corrección del cuello podrá durar durante el resto de la vida del paciente.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] “Journal of Oral Implantology,” Allen Press. Accessed: Jul. 22, 2024. [Online]. Available: <https://meridian.allenpress.com/joi>
- [2] admin, “Dental Implants Facts and Statistics 2024-2023,2018, 2019-2020,” Trend Statistics. Accessed: Jul. 22, 2024. [Online]. Available: <https://www.trendstatistics.com/health/dental-implants-facts-statistics/>
- [3] “Contemporary Implant Dentistry | PDF,” Scribd. Accessed: Jun. 30, 2024. [Online]. Available: <https://www.scribd.com/document/359855337/Contemporary-Implant-Dentistry>
- [4] J. O. Agbaje, E. M. Mohamad, and H. Diederich, “Minimal treatment options with one-piece implants,” *Arch. Case Rep.*, vol. 5, no. 1, pp. 014–020, May 2021, doi: 10.29328/journal.acr.1001049.
- [5] Sanitas, “¿Qué es la periimplantitis?,” Sanitas. Accessed: Mar. 15, 2024. [Online]. Available: <https://www.sanitas.es/biblioteca-de-salud/salud-dental/protesis-implantes/periimplantitis>
- [6] M. L. N. D. FAAID, “What is the Success Rate of Dental Implants?” Accessed: Jun. 30, 2024. [Online]. Available: <https://connect.aaid-implant.org/blog/success-rate-dental-implants>
- [7] D. Today, “Maintaining Crestal Bone Around Dental Implants: Literature Review and Clinical Technique,” *Dentistry Today*. Accessed: Jun. 30, 2024. [Online]. Available: <https://www.dentistrytoday.com/maintaining-crestal-bone-around-dental-implants-literature-review-and-clinical-technique/>
- [8] I. Dra. Martínez Nieto, “Implantología monofásica,” *Top Doctors*. Accessed: Jan. 30, 2024. [Online]. Available: <https://www.topdoctors.es/articulos-medicos/las-ventajas-de-la-implantologia-monofasica>
- [9] “ISO 14801 Dental Implant Testing,” *ADMET*. Accessed: Jan. 30, 2024. [Online]. Available: <https://www.admet.com/testing-applications/testing-standards/iso-14801-dental-implant-testing/>
- [10] D. Dichter, “The Biologic Fundamentals of Osseointegration - Spear Education.” Accessed: Jul. 22, 2024. [Online]. Available: <https://www.speareducation.com/2016/01/the-biologic-fundamentals-of-osseointegration>
- [11] R. M. Meffert, B. Langer, and M. E. Fritz, “Dental Implants: A Review,” *J. Periodontol.*, vol. 63, no. 11, pp. 859–870, 1992, doi: 10.1902/jop.1992.63.11.859.
- [12] L. E. Murr *et al.*, “Microstructure and mechanical behavior of Ti–6Al–4V produced by rapid-layer manufacturing, for biomedical applications,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 2, no. 1, pp. 20–32, Jan. 2009, doi: 10.1016/j.jmbbm.2008.05.004.
- [13] S. Qi *et al.*, “Cerium doped TiO₂ coating with superior antibacterial property and biocompatibility prepared by micro-arc oxidation,” *Mater. Des.*, vol. 234, p. 112312, Oct. 2023, doi: 10.1016/j.matdes.2023.112312.
- [14] J. T. Steigenga, K. F. Al-Shammari, F. H. Nociti, C. E. Misch, and H.-L. Wang, “Dental Implant Design and Its Relationship to Long-Term Implant Success,” *Implant Dent.*, vol. 12, no. 4, p. 306, Dec. 2003, doi: 10.1097/01.ID.0000091140.76130.A1.
- [15] R. K. Schenk and D. Buser, “Osseointegration: a reality,” *Periodontol. 2000*, vol. 17, no. 1, pp. 22–35, 1998, doi: 10.1111/j.1600-0757.1998.tb00120.x.

- [16] M. R. Rieger, M. Mayberry, and M. O. Brose, “Finite element analysis of six endosseous implants,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 63, no. 6, pp. 671–676, Jun. 1990, doi: 10.1016/0022-3913(90)90325-7.
- [17] D. T. Reilly and A. H. Burstein, “The elastic and ultimate properties of compact bone tissue,” *J. Biomech.*, vol. 8, no. 6, pp. 393–405, Jan. 1975, doi: 10.1016/0021-9290(75)90075-5.
- [18] J. D. Bumgardner *et al.*, “Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models,” *Implant Dent.*, vol. 9, no. 3, pp. 252–260, 2000, doi: 10.1097/00008505-200009030-00011.
- [19] “Osseointegrated Implants in the Treatment of Partially Edentulous Jaws: A Prospective 5-Year Multicenter Study,” Quintessence Publishing Company, Ltd. Accessed: Jul. 03, 2024. [Online]. Available: <https://www.quintessence-publishing.com/gbr/en/article/843985/the-international-journal-of-oral-maxillofacial-implants/1994/06/osseointegrated-implants-in-the-treatment-of-partially-edentulous-jaws-a-prospective-5-year-multicenter-study>
- [20] B. D. Editors, “Compact Bone - Definition and Function,” Biology Dictionary. Accessed: Jul. 05, 2024. [Online]. Available: <https://biologydictionary.net/compact-bone/>
- [21] P. Mayhew, “Cortical bone | Radiology Reference Article | Radiopaedia.org,” Radiopaedia. Accessed: Jul. 05, 2024. [Online]. Available: <https://radiopaedia.org/articles/cortical-bone>
- [22] M. M. Barak, “Cortical and Trabecular Bone Modeling and Implications for Bone Functional Adaptation in the Mammalian Tibia,” *Bioengineering*, vol. 11, no. 5, Art. no. 5, May 2024, doi: 10.3390/bioengineering11050514.
- [23] R. Oftadeh, M. Perez-Viloria, J. C. Villa-Camacho, A. Vaziri, and A. Nazarian, “Biomechanics and Mechanobiology of Trabecular Bone: A Review,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 137, no. 010802, Jan. 2015, doi: 10.1115/1.4029176.
- [24] U. F. O. Themes, “11 Bone Density,” Pocket Dentistry. Accessed: Jul. 07, 2024. [Online]. Available: <https://pocketdentistry.com/11-bone-density/>
- [25] “Fatigue test - DIN EN ISO 14801.” Accessed: Jan. 30, 2024. [Online]. Available: <https://www.endolab.org/implant-testing.asp?cat1=11&id=181&tab=0&topic=Fatigue%20test%20-%20DIN%20EN%20ISO%2014801&desc=Fatigue%20test%20-%20DIN%20EN%20ISO%2014801&key=dental,%20implant,%20implants,%20test,%20testing,%20implant%20testing,%20accredited,%20certified,%20fatigue,%20ISO%2014801>
- [26] D. H. DeTolla, S. Andreana, A. Patra, R. Buhite, and B. Comella, “Role of the finite element model in dental implants,” *J. Oral Implantol.*, vol. 26, no. 2, pp. 77–81, 2000, doi: 10.1563/1548-1336(2000)026<0077:TROTFE>2.3.CO;2.
- [27] O. C. Zienkiewicz, *The finite element method in engineering science*. London ; New York : McGraw-Hill, 1971. Accessed: Jul. 03, 2024. [Online]. Available: <http://archive.org/details/finiteelementmet0000zien>
- [28] K. R. Williams, C. J. Watson, W. M. Murphy, J. Scott, M. Gregory, and D. Sinobad, “Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants,” *Quintessence Int. Berl. Ger.* 1985, vol. 21, no. 7, pp. 563–570, Jul. 1990.
- [29] H. Siadat, S. Hashemzadeh, A. Geramy, S. H. Bassir, and M. Alikhasi, “Effect of Offset Implant Placement on the Stress Distribution Around a Dental Implant: A Three-

- Dimensional Finite Element Analysis,” *J. Oral Implantol.*, vol. 41, no. 6, pp. 646–651, Dec. 2015, doi: 10.1563/AAID-JOI-D-13-00163.
- [30] K. Akça, “Finite Element Stress Analysis of the Influence of Staggered Versus Straight Placement of Dental Implants,” 2001.
- [31] T. Goldmann, S. Ihde, J. Kuželka, and L. Himmlová, “Bendable vs. angulated dental implants: consideration of elastic and plastic material properties based on experimental implant material data and FEA,” *Biomed. Pap. Med. Fac. Univ. Palacký Olomouc Czechoslov.*, vol. 152, pp. 309–16, Jan. 2009, doi: 10.5507/bp.2008.049.
- [32] O. Kayabaşı, E. Yüzbaşıoğlu, and F. Erzincanlı, “Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method,” *Adv. Eng. Softw.*, vol. 37, no. 10, pp. 649–658, Oct. 2006, doi: 10.1016/j.advengsoft.2006.02.004.
- [33] D. C. Holmes and J. T. Loftus, “Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants,” *J. Oral Implantol.*, vol. 23, no. 3, pp. 104–111, 1997.
- [34] F. J. Ghafoor Karshma Devi Hindu, Robia, “Guided implant surgery: principles and practice,” *Dental Update*. Accessed: Jul. 09, 2024. [Online]. Available: <https://www.dental-update.co.uk/content/implant-dentistry/guided-implant-surgery-principles-and-practice/>
- [35] “Screw- Vs. Cement-Retained Implant Restorations: What Emerging Trends Should Clinicians Consider?” Accessed: Jul. 09, 2024. [Online]. Available: <https://www.aegisdentalnetwork.com/cced/2020/06/screw--vs-cement-retained-implant-restorations-what-emerging-trends-should-clinicians-consider>
- [36] “Managing Angulation Challenges With Implant Overdentures.” Accessed: Jul. 09, 2024. [Online]. Available: <https://www.aegisdentalnetwork.com/cced/2019/01/managing-angulation-challenges-with-implant-overdentures>
- [37] “ROOTT C Dental Implants | TRATE Dental Implants,” TRATE. Accessed: Jul. 07, 2024. [Online]. Available: <https://trate.com/products/compressive/implants-c/>
- [38] “Titanium Ti-6Al-4V ELI (Grade 23), Annealed.” Accessed: Jul. 08, 2024. [Online]. Available: <https://www.matweb.com/search/datasheettext.aspx?matguid=c4297fb8f1094da189732c224e3be1ed>
- [39] “The Complete Guide to Skewness and Kurtosis | Simplilearn,” Simplilearn.com. Accessed: Jul. 08, 2024. [Online]. Available: <https://www.simplilearn.com/tutorials/statistics-tutorial/skewness-and-kurtosis>
- [40] “How to Interpret Excess Kurtosis and Skewness - SmartPLS.” Accessed: Jul. 08, 2024. [Online]. Available: <https://www.smartpls.com/documentation/functionalities/excess-kurtosis-and-skewness>
- [41] T. J. George, M.-H. H. Shen, O. Scott-Emuakpor, T. Nicholas, C. J. Cross, and J. Calcaterra, “Goodman Diagram Via Vibration-Based Fatigue Testing,” *J. Eng. Mater. Technol.*, vol. 127, no. 1, pp. 58–64, Feb. 2005, doi: 10.1115/1.1836791.
- [42] “Goodman Diagram - an overview | ScienceDirect Topics.” Accessed: Jul. 11, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/goodman-diagram>
- [43] A. M. Vukicevic, K. Zelic, G. Jovicic, M. Djuric, and N. Filipovic, “Influence of dental restorations and mastication loadings on dentine fatigue behaviour: Image-based modelling approach,” *J. Dent.*, vol. 43, no. 5, pp. 556–567, May 2015, doi: 10.1016/j.jdent.2015.02.011.

- [44] R. B. Martin and D. L. Boardman, “The effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bovine cortical bone bending properties,” *J. Biomech.*, vol. 26, no. 9, pp. 1047–1054, Sep. 1993, doi: 10.1016/S0021-9290(05)80004-1.
- [45] J. Y. Rho, L. Kuhn-Spearing, and P. Zioupos, “Mechanical properties and the hierarchical structure of bone,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 20, no. 2, pp. 92–102, Mar. 1998, doi: 10.1016/s1350-4533(98)00007-1.
- [46] J. D. Currey, *Bones: Structure and Mechanics*. Princeton University Press, 2002.
- [47] Y. N. Yeni and T. L. Norman, “Fracture toughness of human femoral neck: effect of microstructure, composition, and age,” *Bone*, vol. 26, no. 5, pp. 499–504, May 2000, doi: 10.1016/S8756-3282(00)00258-1.
- [48] J. Y. Rho, R. B. Ashman, and C. H. Turner, “Young’s modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements,” *J. Biomech.*, vol. 26, no. 2, pp. 111–119, Feb. 1993, doi: 10.1016/0021-9290(93)90042-D.
- [49] S. Zhao *et al.*, “Standardizing compression testing for measuring the stiffness of human bone,” *Bone Jt. Res.*, vol. 7, no. 8, pp. 524–538, Sep. 2018, doi: 10.1302/2046-3758.78.BJR-2018-0025.R1.
- [50] “Bone Mechanics Handbook,” Routledge & CRC Press. Accessed: Jul. 12, 2024. [Online]. Available: <https://www.routledge.com/Bone-Mechanics-Handbook/Cowin/p/book/9780849391170>
- [51] T. M. Keaveny and W. C. Hayes, “A 20-year perspective on the mechanical properties of trabecular bone,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 115, no. 4B, pp. 534–542, Nov. 1993, doi: 10.1115/1.2895536.
- [52] A. Schindeler, M. M. McDonald, P. Bokko, and D. G. Little, “Bone remodeling during fracture repair: The cellular picture,” *Semin. Cell Dev. Biol.*, vol. 19, no. 5, pp. 459–466, Oct. 2008, doi: 10.1016/j.semcdb.2008.07.004.