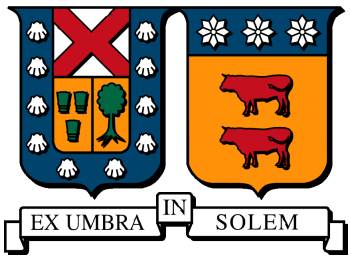
UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA
SANTIAGO - CHILE



Evaluación biomecánica de una solución implantaria con pilar ASC en zona anterior y SSC en zona posterior mediante simulación por elementos finitos

Manuel Eduardo Becerra Ramírez

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

PROFESOR GUÍA : PATRICIO ARRUÉ CORNEJO
PROFESOR CORREFERENTE : JOAQUIN MURA MARDONEZ

Julio 2026

CONSTANCIA DE VALIDACIÓN Y CONFIDENCIALIDAD DE MONOGRAFÍA A REPOSITORIO ACADÉMICO

1.- IDENTIFICACIÓN DEL TRABAJO ACADÉMICO

Tipo de monografía (marcar una opción): ☑ Memoria o trabajo de título ☐ Tesis de Postgrado

Título del trabajo: Evaluación biomecánica de una solución implantaría con pilar ASC en zona anterior y SSC en zona posterior mediante simulación por elementos finitos

Nombre del candidato(a): Manuel Eduardo Becerra Ramírez

Carrera / Grado: Ingeniería Civil Mecánica

Campus: San Joaquín **Departamento:** Ingeniería Mecánica

2.- VALIDACIÓN DEL PROFESOR GUÍA/DIRECTOR DE TESIS

Yo, Patricio Arrué Cornejo, en mi calidad de profesor(a) guía/director(a) del trabajo académico mencionado anteriormente

DEJO CONSTANCIA que:

- He revisado esta versión del documento y corresponde a la versión final aprobada del trabajo.
- El trabajo cumple con los requisitos académicos y de formato establecidos por la institución.

3.- EVALUACIÓN DE CONFIDENCIALIDAD POR PROPIEDAD INDUSTRIAL (marcar una opción)

☑ El trabajo **NO contiene** información que amerite confidencialidad y puede ser publicado de inmediato en repositorio con acceso abierto.

☐ El trabajo **CONTIENE** información con potenciales implicancias de propiedad industrial o intelectual y requiere un periodo de confidencialidad (**embargo**) por **(marcar una opción)**:

☐ 6 meses ☐ 12 meses ☐ 2 años ☐ 3 años ☐ 5 años ☐ 10 años

Fundamentación de la necesidad de confidencialidad (obligatorio si se solicita embargo):

4.- FIRMAS

Profesor(a) guía o director(a) de memoria o tesis:

Fecha: 04/08/2026 **Firma:** Patricio Andrés Arrué Cornejo (Aug 4, 2026 13:02:33 EDT)

Estudiante o Candidato(a):

Fecha: 04/08/2026 **Firma:** _____

Este formulario debe ser insertado como página 2 de la memoria o tesis, completado y firmado por estudiante y profesor(a) antes de la entrega en portal PRISMA de Biblioteca USM.

Índice general

Resumen 1

Abstract 2

Agradecimientos 3

1. Objetivos 4
   1.1. Objetivo general . . . 4
   1.2. Objetivos específicos . . . 4

2. Estado del arte 5
   2.1. Conceptos introductorios . . . 5
   2.2. FEM en implantología . . . 7
   2.3. Estudios relevantes . . . 10
      2.3.1. Estudios In-vitro . . . 10
      2.3.2. Estudios FEM . . . 16

3. Marco Teórico 32
   3.1. Justificación y evolución de la implantología dental . . . 32
   3.2. Implantes . . . 35
   3.3. Pilares . . . 37
   3.4. Coronas . . . 37
   3.5. Conexiones . . . 38
      3.5.1. Conexión pilar - implante . . . 38
      3.5.2. Conexión corona - pilar . . . 39
   3.6. Hueso . . . 41
      3.6.1. Composición . . . 41

3.6.2. Propiedades Mecánicas 41
3.6.3. Ley de Wolff 42
3.6.4. Densidad Ósea 44
3.6.5. Oseointegración 45
3.7. Tejido Gingival 47
3.8. Fuerzas Oclusales 48
3.9. Éxito y fracaso de soluciones implantarias 49
3.10. Comportamiento mecánico de soluciones implantosoportadas 51
3.10.1. Esfuerzos principales 52
3.10.2. Deformación unitaria elástica (Strain) 53
3.10.3. Teorías de falla 54
3.10.4. Fatiga y vida útil 55
3.10.5. Método de elementos finitos 58
3.10.6. Justificación software ANSYS 60

4. Metodología 62
4.1. Scanner intraoral 62
4.2. Modelado 3D 64
4.2.1. Tejidos biológicos 64
4.2.2. Componentes solución implantosoportada 66
4.3. Ensamble 70
4.4. Definición de materiales 73
4.5. Simulación preliminar 73
4.6. Definición de contactos en Ansys Mechanical 78
4.7. Mallado de la geometría 85
4.8. Condiciones de borde 93
4.9. Simulación estática 96
4.9.1. Pilar e Implante 97
4.9.2. Corona 102
4.9.3. Tejido gingival 104
4.9.4. Tejido óseo 106
4.10. Análisis a fatiga 109
4.11. Declaración sobre el uso ético de modelos de lenguaje de gran escala (LLMs) 118

5. Resultados 119
5.1. Análisis estático de la solución implantaria posterior 119
5.1.1. Pilar SSC 119
5.1.2. Implante posterior 122
5.1.3. Corona posterior 126
5.1.4. Hueso cortical y trabecular posterior 130
5.1.5. Tejido gingival posterior 136
5.2. Análisis a fatiga de la solución implantaria posterior 139
5.2.1. Pilar SSC 139
5.2.2. Implante Posterior 142
5.3. Análisis estático de la solución implantaria anterior 145
5.3.1. Pilar ASC 145
5.3.2. Implante anterior 149
5.3.3. Corona anterior 153
5.3.4. Hueso cortical y trabecular anterior 157
5.3.5. Tejido gingival anterior 163
5.4. Análisis a fatiga de la solución implantaria anterior 166
5.4.1. Pilar ASC 166
5.4.2. Implante Anterior 170

6. Análisis de resultados 174
6.1. Comportamiento mecánico de las soluciones implantarias 174
6.1.1. Transferencia de la carga 174
6.1.2. Distribución de esfuerzos 175
6.2. Comportamiento biomecánico de los tejidos periimplantarios 180
6.2.1. Deformaciones en el hueso 180
6.3. Resistencia estática de los componentes protésicos. 185
6.3.1. Corona 185
6.3.2. Pilar ASC y SSC 186
6.3.3. Implante anterior y posterior 189
6.3.4. Efecto de la pretensión 190
6.3.5. Efecto del tejido gingival 191
6.4. Vida útil de las soluciones implantosoportadas 193
6.4.1. Solución posterior 193
6.4.2. Solución anterior 195

7. Conclusiones y recomendaciones 197
7.1. Conclusiones generales 197
7.2. Cumplimiento de objetivos específicos 198
7.2.1. Objetivo específico 1 198
7.2.2. Objetivo específico 2 198
7.2.3. Objetivo específico 3 199
7.2.4. Objetivo específico 4 199
7.3. Implicancias clínicas 199
7.4. Alcances del estudio y recomendaciones para trabajos futuros 200
7.4.1. Simplificaciones geométricas 201
7.4.2. Materiales 201
7.4.3. Condiciones de borde y contactos 202

Bibliografía 204

8. Anexos 213
8.1. Código Python para cálculos de fatiga 213
8.2. Cálculos simplificados para pilares ASC y SSC 222

Índice de figuras

2.1. Partes de una solución implantaria y la diferencia entre el hueso cortical y trabecular [3]. 6
2.2. Pilar recto SSC [5]. 6
2.3. Pilar con canal de tornillo angulado, ASC [5]. 7
2.4. Montaje experimental del sistema implantario. La fuerza se ejerce sobre la corona mediante el contacto con un indentador esférico de acero inoxidable de 5 mm de diámetro [10]. 11
2.5. Fractura incisal-cervical del especimen ASC número 5 en el cingulum luego de 450 ciclos, con fractura catastrófica a los 1125 ciclos [10]. . . 12
2.6. Especímenes del grupos ASC25 luego de la carga aplicada. Se observa el modo de falla en la zona apical [11]. 13
2.7. Esquema del espesor en la zona apical del componente cerámico del pilar de dos piezas [11]. 14
2.8. A la izquierda se muestran los pilares analizados en el estudio y a la derecha su montaje en la solución implantaria [12]. 15
2.9. Las barras solidas representan los valores promedio de torque reverso medidos a las 24 horas posteriores al apriete inicial (24hr-RTV1) y después de la carga cíclica (RTV2) para los cuatro grupos evaluados con un intervalo de confianza de 95 % (barras transparentes) [12]. . . . 16
2.10. Partes del montaje de cada configuración analizada en el estudio. [13]. . 17
2.11. Ejemplo de ensamblaje completo del sistema con hexágono externo de titanio, incluyendo el segmento maxilar, el hueso cortical y la corona, utilizado en todos los grupos [13]. 18
2.12. Comparación de las tensiones equivalentes máximas de von Mises (MPa) en pilares e implantes para todos los grupos [13]. 19

2.13. Distribución del esfuerzo de Von Mises (MPa) en los pilares de cada grupo [13]. 19
2.14. Distribución del esfuerzo de Von Mises (MPa) en los implantes de cada grupo [13]. 20
2.15. Condiciones de carga y de borde para todos los sistemas implantarios analizados [14]. 22
2.16. Esfuerzo de Von Mises en solución implantaria de 3 piezas [14]. 22
2.17. Componentes de la solución implantaria usada en el estudio [15]. 23
2.18. Distribución de esfuerzos de Von Mises para la configuración con corona de PEEK [15]. 25
2.19. Distribución de vida a fatiga obtenida mediante análisis por elementos finitos para los componentes del conjunto implante-pilar-corona [15]. . 25
2.20. a Modelo de mandíbula, b Modelo de implante [1]. 27
2.21. Distribución de esfuerzo de Von Mises bajo carga oblicua: a Hueso cortical, b Hueso trabecular, c Implante [1]. 28
2.22. Distribución de esfuerzo de Von Mises en el hueso cortical tipo II bajo carga vertical y oseointegración de a 25 %, b 50 %, c 75 %, d 100 %. . . 29

3.1. Microroscas en el cuello del implante [18]. 34
3.2. a Implante cónico, b Implante semicónico [18]. 34
3.3. Configuración Platform Switching y esquematización de la perdida marginal de hueso vertical (VMBL) y horizontal (HMBL) [18]. 34
3.4. A la izquierda de aprecia un implante a nivel gingival y a la derecha uno a nivel óseo [23]. 36
3.5. Modelo 3D de implante semicónico de la marca Straumann [25]. 37
3.6. Corona de inciso central mandibular izquierdo en modelo de colado [29]. 38
3.7. Vista en corte de la conexión TorcFit. Se destacan el cono interno (azul), la zona plana superior (rojo) y el hombro (verde) [34]. 39
3.8. Vista superior del implante, donde se destaca en color amarillo el patrón hezagonal interno [34]. 39
3.9. Pilar con conexión inferior TorcFit [35]. 40
3.10. Tornillo de conexión pilar-implante [37]. 40
3.11. Modelo 3D y sistema de coordenadas utilizado para la definición de propiedades de la Tabla 3.1 [46]. 43
3.12. Densidades de hueso descritas por Misch [16]. 45

3.13. Formación de la conexión de hueso lamelar maduro con la superficie de titanio al finalizar la semana 12 desde su instalación [51]. 46
3.14. Círculo de Morh para el esfuerzo tridimensional [59]. 53
3.15. Curva S-n para la aleación Ti-6Al-4V [61]. 56

4.1. Proceso de obtención de la geometría: a) Malla superficie de arcada superior obtenida mediante scanner intraoral. b) Aislación de zona de interés. c) Corte transversal realizado en la zona de simulación. 62
4.2. Malla superficie de arcada superior para obtención de corona posterior. . 63
4.3. Mallas obtenidas para la corona: a) Incisiva superior. b) Posterior superior. 64
4.4. Proceso de modelamiento del maxilar superior en zonas de simulación: a) Dibujo de contorno según malla trabajada en Meshmixer. b) Hueso maxilar anterior modelado. c) Hueso maxilar posterior modelado. . . . 65
4.5. Tejido gingival modelado 3D: a) Zona anterior. b) Zona posterior. . . . 66
4.6. Coronas protésicas obtenidas: a) Incisivo superior. b) Posterior superior. 66
4.7. Dimensiones generales comerciales que se consideraron para modelado 3D [66]. 67
4.8. Implante modelado según dimensiones comerciales generales [66]. . . . 68
4.9. Figura de referencia para modelado 3D de pilar SSC [67]. 69
4.10. Pilar SSC modelado en Autodesk Inventor. 69
4.11. Figura de referencia para modelado 3D de pilar ASC [68] 70
4.12. Pilar ASC modelado en Autodesk Inventor. 70
4.13. Ensamble 3D de solución implantaria con Pilar ASC y corona incisiva: a) Vista isométrica. b) Vista en corte transversal. 72
4.14. Ensamble 3D de solución implantaria con Pilar SSC y corona molar: a) Vista isométrica. b) Vista en corte transversal. 72
4.15. Ensamble y condiciones de borde de simulación simplificada. 75
4.16. Distribución de esfuerzos en el pilar: a) Esfuerzos en el cono de conexión. b) Señalización de la singularidad en los lóbulos. 76
4.17. Refinamiento realizado en la zona comprometiad: a) Singularidad observada. b) Mallado en la zona. 77
4.18. Distribución de esfuerzos en la zona interna de la conexión del implante. Se aprecian ambas singularidades mencionadas: en la zona de los lóbulos y en la parte superior del cono. 78
4.19. Contacto implante-hueso cortical. 79

4.20. Contacto implante-hueso trabecular. 80
4.21. Contacto Implante-Tejido gingival. 80
4.22. Contacto Implante-Pilar: a) Zona cónica. b) Zona de transición. c) Zona cilíndrica. 81
4.23. Contacto Pilar-Tejido gingival. 82
4.24. Contacto Pilar-Corona. 82
4.25. Contacto Corona-Gingival. 83
4.26. Contacto Gingival-Cortical. 83
4.27. Conección tipo Beam para representación de tornillo de sujeción. . . . 84
4.28. Mallado del ensamble para: a) Zona posterior. b) Zona anterior. 86
4.29. Mallado de geometrías montaje posterior: a) Hueso. b) Implante. c) Pilar. d) Tejido gingival. e) Corona SSC. 87
4.30. Mallado de geometrías montaje anterior: a) Hueso. b) Implante. c) Pilar. d) Tejido gingival. e) Corona ASC. 88
4.31. Anillo de refinamiento alrededor del orificio del hueso. 90
4.32. Element quality de algunas zonas de interés: a) Contacto Implante-Hueso. b) Zona interna implante y alrededor. c) Conexión Pilar. 90
4.33. Condiciones de borde Fixed support y Fuerza oclusal en: a) Solución posterior. b) Solución anterior. 93
4.34. Condiciones de borde de Fuerza oclusal, pretensión y desplazamiento remoto en: a) Solución posterior. b) Solución anterior. 94
4.35. Pretensión aplicada tanto al tornillo de unión de la solución anterior como posterior. 95
4.36. Aplicación fuerza oclusal en: a) Solución posterior. b) Solución anterior. 95
4.37. Simulación con malla base. Vista general del pilar. 97
4.38. Análisis de la singularidad numérica en la simulación con malla base. a) Ubicación de la singularidad numérica. b) Acercamiento de la región crítica, mostrando el alto gradiente de esfuerzos. 98
4.39. Selección definida considerada para análisis de esfuerzos: a) Vista general. b) Acercamiento a singularidad central de la Named Selection. . . 99
4.40. Formato Tabla en Excel de esfuerzos exportada desde ANSYS. Los valores de percentiles mostrados en esta figura deben tomarse sólo como referencia y no representan ni tienen relación con valores de resultados finales. 100

4.41. Mapa de esfuerzos con malla base en el implante: a) Detección de singularidad. b) Acercamiento a singularidad en zona de apoyo del pilar. c) Named Selection considerada para análisis. 101
4.42. Mapa de esfuerzos con malla base en la corona: a) Detección de singularidad. b) Acercamiento a singularidad. 103
4.43. Mapa de deformación elástica equivalente con malla base en tejido gingival posterior: a) Detección de singularidad. b) Acercamiento a singularidad. 104
4.44. Mapa de deformación elástica equivalente con malla base en tejido gingival anterior: a) Detección de singularidad. b) Acercamiento a singularidad. 105
4.45. Named Selection utilizada para refinamiento del tejido gingival posterior. 105
4.46. Named Selection utilizada para refinamiento del tejido gingival anterior. 106
4.47. Mapa de deformación equivalente elástica del hueso. 107
4.48. Singularidades detectadas en el hueso: a) Singularidad máxima. b) Singularidades detectadas en los bordes del perfil helicoidal del implante. . 107
4.49. Mapa de deformación equivalente elástica del hueso. 108
4.50. Mapa de Esfuerzo principal mínimo: a) Singularidad detectada. b) Acercamiento de singularidad y observación del gradiente de esfuerzo. . . . 108
4.51. Mapa de Esfuerzo equivalente de Von Mises: a) Debido a pretensión. b) Debido a pretension y carga oclusal. 110
4.52. Mapa de Esfuerzo equivalente de Von Mises debido a pretension del tornillo: a) Pilar SSC. b) Implante posterior. 111
4.53. Regiones analizadas del pilar en: a) Estado de pretensión. b) Estado de pretensión y carga oclusal. 112
4.54. Regiones analizadas del implante en: a) Estado de pretensión. b) Estado de pretensión y carga oclusal. 113
4.55. Curva S-N Aleación de Titanio utilizada [74]. 114
4.56. Factor de acabado superficial como función de la rugosidad y resistencia última a la tensión [76]. 116

5.1. Distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises en el pilar SSC. Vista isométrica del pilar. 119
5.2. Distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises en el pilar SSC. Corte tranversal del pilar. 120

5.3. Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica del pilar. 120
5.4. Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia del Pilar SSC. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,08 mm. b) 0,06 mm. c) 0,04 mm. d) 0,02 mm. 121
5.5. Ubicación del esfuerzo máximo en el Pilar SSC de la solución implantaria posterior. 122
5.6. Disitribución Esfuerzo equivalente de Von Mises en el implante posterior. a) Vista isométrica del Implante. b) Corte transversal del Implante. 123
5.7. Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica del Implante. 124
5.8. Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia del Implante posterior. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,06 mm. b) 0,04 mm. c) 0,02 mm. d) 0,01 mm. 125
5.9. Ubicación del esfuerzo máximo en el Implante de la solución implantaria posterior. 126
5.10. Distribución Esfuerzo principal máximo en la corona molar. a) Vista isométrica Corona posterior. b) Corte transversal Corona posterior. . . . 127
5.11. Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica de la Corona posterior. 128
5.12. Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia de la Corona molar. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,08 mm. b) 0,06 mm. c) 0,04 mm. d) 0,02 mm. 129
5.13. Ubicación del esfuerzo máximo en la Corona de la solución implantaria posterior. 130
5.14. Disitribución Deformación Principal en el Hueso posterior. a) Def. Principal Mínima. b) Def. Principal Máxima. 131
5.15. Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica del Hueso Posterior. a) Def. Principal Máxima. b) Def. Principal Mínima. . 132
5.16. Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia de la Corona molar. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,10 mm. b) 0,08 mm. c) 0,06 mm. d) 0,04 mm. 133
5.17. Ubicación de la Def. Principal Mínima en el Hueso de la solución implantaria posterior. a) Zona inferior. b) Zona superior. 134
5.18. Ubicación del Strain Principal Máximo en el Hueso de la solución implantaria posterior. a) Zona inferior. b) Zona superior. 135

5.19. Distribución de la Deformación elástica equivalente en el tejido gingival posterior. 136
5.20. Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica del Tejido gingival posterior. 137
5.21. Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia en el Tejido gingival posterior. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,12 mm. b) 0,10 mm. c) 0,08 mm. 138
5.22. Ubicación de la deformación elástica equivalente máxima en el Tejido gingival de la solución implantaria posterior. 139
5.23. Distribución esfuerzo equivalente de Von Mises en el Pilar SSC en los dos estados considerados: a) Sólo pretensión. b) Pretensión y carga oclusal. 140
5.24. Ubicación del nodo crítico para evaluación a fatiga. 141
5.25. Distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises en el implante posterior considerando únicamente la pretensión del tornillo. 143
5.26. Distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises en el implante posterior considerando la pretensión del tornillo y la carga oclusal. . . . 143
5.27. El punto rojo indica la ubicación del nodo crítico para evaluación a fatiga. 144
5.28. Distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises en el pilar ASC. Vista isométrica del pilar. 146
5.29. Distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises en el pilar ASC. Corte transversal del pilar. 146
5.30. Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica del pilar. 147
5.31. Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia del Pilar ASC. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,08 mm. b) 0,06 mm. c) 0,04 mm. d) 0,02 mm. 148
5.32. Ubicación del esfuerzo máximo en el Pilar ASC de la solución implantaria anterior. 149
5.33. Disitribución Esfuerzo equivalente de Von Mises en el implante anterior. a) Vista isométrica del Implante. b) Corte transversal del Implante. . . . 150
5.34. Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica del Implante. 151
5.35. Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia del Implante posterior. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,08 mm. b) 0,06 mm. c) 0,04 mm. d) 0,02 mm. 152

5.36. Ubicación del esfuerzo máximo en el Implante de la solución implantaria anterior. 153
5.37. Distribución Esfuerzo principal máximo en la corona anterior. a) Vista isométrica Corona anterior. b) Corte transversal Corona anterior. 154
5.38. Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica de la Corona anterior. 155
5.39. Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia de la Corona del incisivo. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,08 mm. b) 0,06 mm. c) 0,04 mm. d) 0,02 mm. 156
5.40. Ubicación del esfuerzo máximo en la Corona de la solución implantaria anterior. 157
5.41. Disitribución Def. Principal en el Hueso anterior. a) Def. Principal Mínima. b) Def. Principal Máxima. 158
5.42. Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica del Hueso Anterior. a) Def. Principal Máxima. b) Def. Principal Mínima. . 159
5.43. Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia de la Corona molar. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,10 mm. b) 0,08 mm. c) 0,06 mm. d) 0,04 mm. 160
5.44. Ubicación del Deformación Principal Mínima en el Hueso de la solución implantaria anterior. a) Zona inferior. b) Zona superior. 161
5.45. Ubicación del Strain Principal Máximo en el Hueso de la solución implantaria anterior. a) Zona inferior. b) Zona superior. 162
5.46. Distribución de la Deformación elástica equivalente en el tejido gingival anterior. 163
5.47. Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica del Tejido gingival anterior. 164
5.48. Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia en el Tejido gingival anterior. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,12 mm. b) 0,10 mm. c) 0,08 mm. 165
5.49. Ubicación de la deformación elástica equivalente máxima en el Tejido gingival de la solución implantaria anterior. 166
5.50. Distribución esfuerzo equivalente de Von Mises en el montaje anterior: a) Sólo pretensión. b) Pretensión y carga oclusal. 167

5.51. Distribución esfuerzo equivalente de Von Mises en el Pilar ASC en los dos estados considerados: a) Sólo pretensión. b) Pretensión y carga oclusal. 168
5.52. En rojo se observa la ubicación del nodo crítico para evaluación a fatiga. 169
5.53. Distribución esfuerzo equivalente de Von Mises en el Implante ASC en los dos estados considerados: a) Sólo pretensión. b) Pretensión y carga oclusal. 171
5.54. Ubicación del nodo crítico para evaluación a fatiga. 172

6.1. Distribución de esfuerzos en el cono de unión pilar-implante. 174
6.2. Distribución del esfuerzo en la superficie externa del implante. 179
6.3. DCL considerados para evaluación mediante Mecánica de Materiales en zona a) Anterior y b) Posterior. 187
6.4. Distribución del esfuerzo en el pilar en el estado de pretensión. 191
6.5. Distribución esfuerzo equivalente de Von Mises en la solución implantaria posterior: a) Vista general. b) Detalle en el pilar SSC. 192

Índice de tablas

2.1. Propiedades mecánicas de los materiales adoptadas en el estudio. 18
2.2. Propiedades mecánicas de los materiales adoptadas en el estudio [14]. . 21
2.3. Propiedades mecánicas de los materiales utilizados en este estudio. . . . 24
2.4. Propiedades mecánicas de los huesos mandibulares. 26

3.1. Propiedades materiales utilizadas en el modelo transversalmente isotrópico (Figura 3.11) [46]. 42
3.2. Umbrales de deformación del tejido óseo según la teoría del Mechanostat de Frost [48]. 44

4.1. Propiedades mecánicas de los materiales utilizados en las simulaciones. Las propiedades mecánicas aquí descritas, fueron previamente mencioandas y citadas en la sección Marco Teórico. 74
4.2. Configuración de contactos utilizada en el modelo de elementos finitos. 85
4.3. Controles de mallado aplicados a los distintos componentes e interfaces del modelo. 89
4.4. Resumen de las principales métricas de calidad de la malla del ensamblaje posterior. 91
4.5. Resumen de las principales métricas de calidad de la malla del ensamblaje anterior. 91
4.6. Número de elementos y nodos de cada componente del ensamblaje posterior. 92
4.7. Número de elementos y nodos de cada componente del ensamblaje anterior. 92
4.8. Factores de Marin utilizados para la determinación del límite de fatiga corregido del Ti-6Al-4V. 116

5.1. Parámetros de esfuerzo obtenidos en el nodo crítico para la evaluación de la vida a fatiga del pilar SSC. 142
5.2. Factores de seguridad obtenidos para el pilar SSC según los distintos criterios de evaluación. 142
5.3. Parámetros de esfuerzo obtenidos en el nodo crítico para la evaluación de la vida a fatiga del implante posterior. 145
5.4. Factores de seguridad obtenidos para el Implante Posterior según los distintos criterios de evaluación. 145
5.5. Parámetros de esfuerzo obtenidos en el nodo crítico para la evaluación de la vida a fatiga del pilar ASC. 169
5.6. Factores de seguridad obtenidos para el pilar ASC según los distintos criterios de evaluación. 170
5.7. Parámetros de esfuerzo obtenidos en el nodo crítico para la evaluación de la vida a fatiga del implante anterior. 172
5.8. Factores de seguridad obtenidos para el implante anterior según los distintos criterios de evaluación. 173

Resumen

Las soluciones implantosoportadas constituyen una alternativa ampliamente utilizada para la rehabilitación de piezas dentarias perdidas, permitiendo restablecer la función masticatoria, la estética y contribuir a la preservación del tejido óseo. En este contexto, el presente trabajo tuvo como objetivo evaluar biomecánicamente, mediante simulación por elementos finitos, el comportamiento y la vida útil de una solución protésica con un pilar con canal de tornillo angulado (ASC) para la zona anterior y un pilar con canal de tornillo recto (SSC) para la zona posterior, considerando una unión corona-pilar de tipo cemento-atornillada.

Para ello, se desarrollaron modelos tridimensionales de ambas soluciones en ANSYS utilizando geometrías obtenidas mediante un Scanner Intraoral y catálogos comerciales. Se realizaron simulaciones estáticas y análisis de fatiga bajo condiciones representativas de masticación normal, aplicando cargas de 140 N y 200 N, inclinadas 30° respecto al eje del implante para las soluciones anterior y posterior, respectivamente. Se evaluó la distribución de esfuerzos, las deformaciones de los tejidos periimplantarios, los factores de seguridad estáticos y la vida útil de ambas soluciones.

Los resultados muestran que ambas soluciones presentan un comportamiento biomecánico adecuado, con factores de seguridad superiores a la unidad y vida útil infinita bajo las condiciones de carga consideradas. El pilar fue identificado como el componente más crítico del sistema, mientras que las soluciones ASC y SSC presentaron patrones similares de transferencia de carga, diferenciándose principalmente en la magnitud de los esfuerzos. Asimismo, la incorporación del tejido gingival y de la pretensión del tornillo evidenció una influencia importante sobre la respuesta mecánica del sistema, destacando la necesidad de considerar estas condiciones para obtener simulaciones con mayor realismo clínico. Finalmente, se identificó que las zonas óseas con mayor susceptibilidad al desarrollo de microdaño corresponden a la cresta ósea cortical, las roscas externas del implante y la región apical.

Palabras clave: Implante dental, elementos finitos, biomecánica, análisis de fatiga, pilar con canal de tornillo angulado, pilar con canal de tornillo recto, tejidos periimplantarios, vida útil.

Abstract

Implant-supported restorations are widely used for the rehabilitation of missing teeth, restoring masticatory function, aesthetics, and contributing to the preservation of the surrounding bone tissue. In this context, the objective of this study was to biomechanically evaluate, through finite element analysis, the mechanical behavior and service life of a prosthetic solution consisting of an Angulated Screw Channel (ASC) abutment for the anterior region and a Straight Screw Channel (SSC) abutment for the posterior region, considering a cement-screw-retained crown-abutment connection.

To achieve this objective, three-dimensional models of both implant-supported solutions were developed in ANSYS using geometries obtained from an intraoral scanner and commercial catalogs. Static simulations and fatigue analyses were performed under representative conditions of normal mastication by applying loads of 140 N and 200 N, both inclined 30° with respect to the implant axis, for the anterior and posterior solutions, respectively. The analyses included the evaluation of stress distribution within the prosthetic components, peri-implant tissue deformation, static safety factors, and the service life of both solutions.

The results demonstrate that both ASC and SSC configurations exhibit adequate biomechanical performance under the loading conditions considered, achieving static safety factors greater than one and infinite fatigue life under normal masticatory loading. The abutment was identified as the most mechanically critical component of the system, while both solutions exhibited similar load transfer patterns, differing mainly in the magnitude of the stresses. Furthermore, the inclusion of gingival tissue and screw preload significantly influenced the mechanical response of the system, highlighting the importance of incorporating these conditions to achieve simulations with greater clinical realism. Finally, the regions with the highest susceptibility to microdamage were identified as the cortical bone crest, the external implant threads, and the apical region.

Keywords: Dental implant, finite element analysis, biomechanics, fatigue analysis, angulated screw channel abutment, straight screw channel abutment, peri-implant tissues, service life.

Agradecimientos

Quiero comenzar agradeciendole a Dios, por darme la hermosa oportunidad de estudiar esta carrera junto con la sabiduria, las condiciones, la disciplina y fuerza de voluntad que me ayudó a tener durante estos seis años y medio, especialmente en este último.

A mis padres, Ángela y Eduardo, quienes confiaron en mi y me entregaron todas las herramientas desde niño para poder llegar hoy hasta este punto. Estuvieron junto a mi en los momentos mas complejos de la carrera, pandemia, periodos de estrés soportando malos humores, sin embargo, sé que seguirán estando.

A mi hermana Trinidad, que siempre llegaba a mi escritorio en los peores momentos de estrés ya sea gritando, riendo, molestandome o para traerme algo de comer.

A mi abuelita, Carmen, quien sé que está orgullosa de esto. Gracias por el inmenso amor y apoyo entregado durante mis 25 años de vida. Nunca olvidaré esos desayunos que me llevó al escritorio todos los días durante los dos años de clases online ni esas llamadas nocturnas para decirme que no estudiara hasta tan tarde.

A mis perros, Coraje, Tazmania y Droopy, gracias por acompañarme cada una de mis noches de estudio acostados en la cama esperando a que me fuera con ellos y por sacarme siempre una sonrisa y transmitirme energía con sus abrazos.

A mi tata, madrinas y padrinos, gracias por siempre preocuparse por mi, tanto en lo emocional como en lo económico. Personas increíbles que me demuestran su amor a diario interesandose por mi, por mis logros, por mis problemas, por mi vida. De corazón, gracias.

Finalmente quiero agradecerle a mi grupo de amigos, pilar fundamental para sobrevivir a este proceso. Sin ellos, nada hubiese sucedido así y, sin duda, me rodeé de la gente correcta en estos años.

1. Objetivos

En esta sección se presentan el objetivo general y los objetivos específicos para el desarrollo de la presente investigación.

1.1. Objetivo general

Evaluar biomecánicamente mediante simulación por elementos finitos el comportamiento y la vida útil de una solución protésica compuesta por un pilar con canal de tornillo angulado (ASC) en la zona anterior y un pilar con canal de tornillo recto (SSC) en la zona posterior, considerando una unión corona-pilar de tipo cemento-atornillada.

1.2. Objetivos específicos

- Modelar en tres dimensiones los componentes de las soluciones protésicas, así como los tejidos biológicos periimplantarios con fidelidad anatómica.
- Simular el comportamiento del sistema prótesis-hueso bajo cargas oclusales estáticas y cíclicas, incorporando modelos constitutivos adecuados para el hueso y los tejidos blandos.
- Analizar la distribución de esfuerzos y desplazamientos generados tanto en las soluciones protésicas como en los tejidos biológicos periimplantarios.
- Estimar la vida útil de las soluciones implantarias compuestas por pilares ASC y SSC bajo condiciones de carga estática y cíclica.

2. Estado del arte

2.1. Conceptos introductorios

Los implantes se han utilizado ampliamente en la reparación de defectos y pérdidas de piezas dentales debido a los sólidos resultados clínicos y se han convertido en un importante medio de restaurar la función masticatoria, estabilizar la oclusión y mejoramiento de la estética y pronunciación [1].

En este contexto, es necesario comprender cómo se componen los sistemas implantarios, su interacción con el hueso y los factores que influyen en su desempeño biomecánico a lo largo del tiempo. Para abordar esto, a continuación se mencionan algunos conceptos clave para la comprensión del presente capítulo.

Según se observa en la Figura 2.1, las soluciones implantarias están compuestas por 4 piezas principales: implante, pilar, tornillo y corona (implant, abutment, screw y crown en inglés respectivamente), siendo el implante la pieza que va insertada en el hueso, el tornillo el encargado de unir el pilar con el implante, el pilar la pieza que une la corona con el implante y la corona una réplica de la pieza perdida por el paciente.

Las uniones entre el pilar y la corona en implantología se dividen principalmente en sistemas atornillados y cementados, cada uno con ventajas y desventajas clínicas. Las restauraciones atornilladas destacan por su retrievabilidad, lo que facilita el mantenimiento y las reparaciones; sin embargo, pueden comprometer la estética por el orificio de acceso al tornillo. Por su parte, las restauraciones cementadas ofrecen una mejor estética y permiten compensar inclinaciones desfavorables del implante gracias a la capa de cemento, aunque presentan el riesgo de que el exceso de cemento subgingival favorezca la aparición de periimplantitis si no se elimina de forma adecuada [2].

En cuanto a la geometría del pilar, se mencionan a continuación brevemente los dos tipos que serán estudiados en este texto: pilar recto y pilar con canal de tornillo angulado (Figura 2.2 y 2.3 respectivamente).

El pilar recto (straight screw access channel, SSC) se utiliza cuando no hay

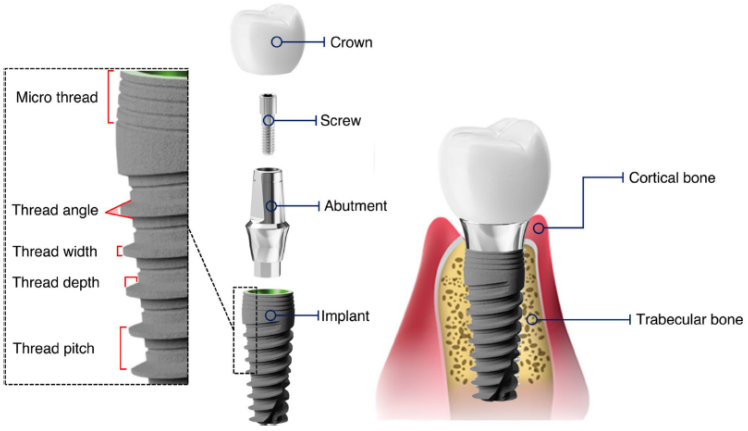


Figura 2.1: Partes de una solución implantaria y la diferencia entre el hueso cortical y trabecular [3].

problema para atornillar en el mismo eje del implante, mientras que el pilar con canal de tornillo angulado (angled screw channel, ASC) posibilita atornillar el pilar desde una orientación distinta al eje central del implante, lo que ofrece una solución efectiva en casos donde el acceso recto no es viable por motivos estéticos o anatómicos [4].



Figura 2.2: Pilar recto SSC [5].

Otro concepto relevante es la oseointegración, el cual es el proceso biológico mediante el cual se forma una conexión estructural y funcional directa entre el hueso vivo y la superficie de un implante [6]. Cabe destacar que, mientras mayor sea el nivel de contacto entre el hueso y el implante (mayor oseointegración), mayor es la estabilidad a largo plazo de la solución protésica [7].

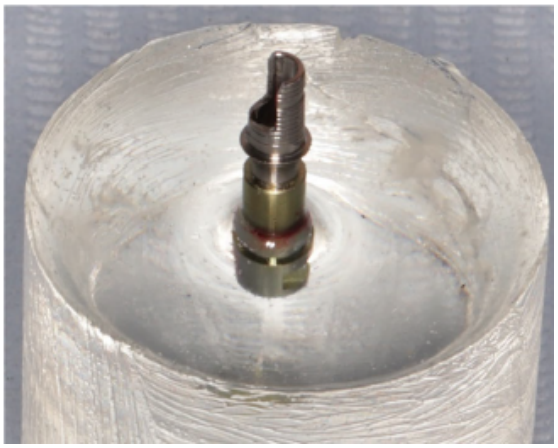


Figura 2.3: Pilar con canal de tornillo angulado, ASC [5].

2.2. FEM en implantología

Dado que los implantes dentales se han consolidado como una solución rutinaria para la rehabilitación oral y la reposición de dientes perdidos, con tasas de éxito superiores al 95 % cuando se planifican y ejecutan adecuadamente, resulta fundamental garantizar su desempeño biomecánico durante toda la vida funcional del tratamiento [8].

En las últimas décadas, la implantología dental ha evolucionado significativamente, incorporando herramientas computacionales avanzadas para mejorar la predicción del comportamiento biomecánico de los implantes y su interacción con el hueso circundante. Esta evolución responde a la necesidad de diseñar tratamientos más seguros y eficientes, considerando las complejidades del entorno oral y los distintos factores que pueden influir en el éxito clínico a largo plazo. En este contexto, el uso de métodos de simulación numérica, en particular el Método de los Elementos Finitos (FEM), ha cobrado gran relevancia como una alternativa no invasiva que permite estudiar de manera detallada la distribución de tensiones y deformaciones en los componentes de los sistemas implanto-soportados.

Con el propósito de prevenir fallos en los implantes y complicaciones en los pacientes, es fundamental evaluar de forma anticipada diversos factores mecánicos y técnicos. Como resultado, se ha producido un aumento significativo en los estudios biomecánicos orientados a abordar estas problemáticas y reducir las tasas de fracaso implantológico.

En el ámbito de la bioingeniería, la aplicación de simulaciones computacionales se ha consolidado en los últimos años como una herramienta fundamental para seleccionar la opción clínica más adecuada, siempre que se sustente en una investigación rigurosa y representativa de las condiciones fisiológicas reales. En este contexto, el entorno oral ha sido objeto de numerosos estudios biomecánicos in vitro —particularmente en áreas como odontología restauradora, endodoncia, ortodoncia, prostodoncia, periodoncia e implantología— debido a la complejidad estructural de la cavidad bucal y las limitaciones de acceso que dificultan su análisis directo in vivo [9].

Una forma no invasiva de predecir la mecánica de contacto in vivo es la modelación computarizada. Para investigar la distribución de tensiones alrededor del hueso periimplantario, actualmente se han explorado varios métodos. Entre ellos se incluyen el modelo fotoelástico, el análisis con galgas extensiométricas y el análisis de elementos finitos tridimensional (3D FEA) [9]. En ese sentido, según se indica en [8], el desarrollo de tecnologías digitales ha contribuido significativamente al aumento de la predictibilidad y éxito clínico en implantología, dentro de las cuales el modelado por elementos finitos destaca como una de las más utilizadas para el análisis biomecánico de implantes.

El modelado 3D mediante elementos finitos permite evaluar en detalle la distribución de tensiones en el hueso circundante, la interacción mecánica en la interfaz implante-hueso, así como los posibles modos de falla por fatiga a lo largo del tiempo funcional del implante [8]. Otros resultados de mayor interés son las tensiones de Von Mises en los distintos componentes del sistema implantar como el implante, el tornillo y el pilar, la identificación de zonas críticas propensas a falla mecánica, las deformaciones totales tanto en el implante como en el hueso circundante, entre otros parámetros relevantes.

Resultados comparativos de estudios con FEA 3D mostraron que estos resultados, al compararse con mediciones in vivo usando galgas extensiométricas, fueron concordantes con los resultados clínicos [9].

Antes de interpretar los resultados obtenidos mediante análisis por elementos finitos, es fundamental comprender tanto las fortalezas como las limitaciones que presenta esta herramienta. Si bien el FEM se ha consolidado como un método ampliamente

utilizado en biomecánica dental por su capacidad para simular con alta precisión las condiciones clínicas, su correcta aplicación depende de múltiples factores que pueden influir en la validez de los resultados. A continuación, se presentan las principales ventajas, desventajas y restricciones del uso del FEM en implantología dental, considerando los aspectos técnicos, computacionales y fisiológicos involucrados en la modelación según [9].

Ventajas:

- Permite la visualización de estructuras superpuestas.
- Se pueden evaluar las especificaciones y propiedades de los materiales de las estructuras anatómicas craneofaciales.
- Es posible localizar la magnitud y dirección de una fuerza aplicada.
- Proporciona puntos de tensión que pueden ser medidos teóricamente.
- Las propiedades físicas de los materiales analizados no se ven alteradas.
- Es una técnica no invasiva.
- Se pueden realizar tanto análisis estáticos como dinámicos.
- Requiere una menor cantidad de tiempo.
- El estudio puede repetirse tantas veces como sea necesario.
- No es necesario sacrificar animales para evaluar tensiones y deformaciones.

Desventajas:

- Información incorrecta, estadísticas erróneas o una interpretación inadecuada pueden conducir a resultados completamente engañosos.
- Se requiere conocimiento en mecánica de sólidos y uso de software.
- Es necesario tener un conocimiento profundo sobre el comportamiento mecánico de los materiales involucrados.
- Ciertas suposiciones deben ser aceptadas previamente, por lo que los resultados estarán en parte determinados por las decisiones tomadas por quienes realizan el estudio.

2.3. Estudios relevantes

Diversos estudios recientes han contribuido al entendimiento del comportamiento biomecánico de las restauraciones implanto-soportadas, tanto mediante simulaciones computacionales como a través de ensayos experimentales. Estas investigaciones han abordado variables como el tipo de unión pilar-corona, la angulación del canal de tornillo, el diseño del pilar y las condiciones de carga, con el objetivo de mejorar la estabilidad, durabilidad y predictibilidad clínica de las soluciones implantarias. A continuación, se presentan algunos de los estudios recientes y más relevantes en esta línea.

2.3.1. Estudios In-vitro

Fracture Strength of Implant Screw-Retained All-Ceramic Crowns with the Use of the Angulated Screw Channel: A Pilot Study.

En [10] se presenta una evaluación experimental de la resistencia a la fractura de coronas de zirconia monolítica retenidas por tornillo, comparando configuraciones con canal recto (SSC) y con canal de acceso angulado (ASC).

El estudio mencionado, realiza un análisis comparativo de resistencia a la fractura en coronas monolíticas de zirconia retenidas por tornillo, diseñadas con canal recto (0°) o con canal angulado (ASC, 25°). Se fabricaron diez coronas mediante tecnología CAD/CAM, todas con inserto de titanio, y se montaron sobre implantes NobelActive de 4,3 mm de diámetro y 10 mm de largo, embutidos en resina hasta el nivel del cuello para simular la instalación a nivel óseo. Las muestras fueron sometidas a carga cíclica utilizando una máquina servohidráulica MTS 810, bajo una señal sinusoidal con valores mínimos de 10 N y máximos de 200 N, a una frecuencia de 15 Hz y con un total de hasta 334.800 ciclos (aproximadamente un año clínico de servicio). El montaje experimental se observa en la Figura 2.4.

Los resultados revelaron una diferencia marcada en el comportamiento mecánico entre ambos grupos. En el grupo ASC, las cinco coronas (100 %) fallaron, y cuatro de ellas (80 %) presentaron fracturas catastróficas que imposibilitarían su permanencia en la boca. Por otro lado, en el grupo de canal recto, cuatro coronas fallaron (80 %),



Figura 2.4: Montaje experimental del sistema implantario. La fuerza se ejerce sobre la corona mediante el contacto con un indentador esférico de acero inoxidable de 5 mm de diámetro [10].

pero solo dos (40 %) sufrieron fractura catastrófica. Las fracturas se produjeron mayoritariamente en la zona del cingulum y se extendieron en sentido incisal-cervical, comprometiendo la unión entre la zirconia y el inserto metálico (ver Figura 2.5). En cuanto al número de ciclos soportados antes de la fractura, las coronas ASC mostraron una media de 16.650 ciclos hasta la primera fractura incisal-cervical y 83.385 ciclos hasta la fractura catastrófica. Las coronas de canal recto, en cambio, resistieron en promedio 135.270 ciclos antes de la fractura incisal-cervical y 212.940 ciclos antes de la fractura catastrófica. Aunque las diferencias no alcanzaron significancia estadística ($p > 0{,}05$), la tendencia fue clara a favor del canal recto.

Entre los factores que afectan la mayor fragilidad estructural en pilares ASC se encuentra la geometría interna diseñada para alojar el inserto triangular del tornillo, la cual genera zonas de concentración de tensiones en los vértices, donde el espesor de zirconia se reduce a solo 0.432 mm, lo que representa un punto crítico para la iniciación de fracturas. Además, se observó que el torque efectivo aplicado en un canal inclinado a 25° disminuye en aproximadamente un 10 % respecto a un canal alineado, lo que reduce la fuerza de precarga y compromete la estabilidad de la solución implantaria.



Figura 2.5: Fractura incisal-cervical del especimen ASC número 5 en el cingulum luego de 450 ciclos, con fractura catastrófica a los 1125 ciclos [10].

En consecuencia, aunque el canal ASC ofrece mayores beneficios estéticos y funcionales en casos clínicamente complejos, los autores recomiendan precaución en su uso con coronas completamente cerámicas. Proponen realizar estudios adicionales que utilicen cargas funcionales más representativas (como 100 a 150 N), mayores tamaños muestrales y condiciones que simulen adecuadamente el entorno intraoral (por ejemplo, pruebas en ambiente húmedo). Asimismo, se subraya la necesidad de establecer un estándar internacional para los ensayos de fatiga en restauraciones implantosoportadas.

Influence of Screw Channel Angulation on the Fracture Resistance of Zirconia Abutments: An In Vitro Study.

El estudio de citado en [11] se enfoca en evaluar cómo la angulación del canal afecta la resistencia a la fractura de pilares de zirconia diseñados como unidad pilar-corona monolítica.

Los autores compararon dos grupos: uno con canal angulado a 25° (ASC25) y otro con canal recto (0°, ASC0). Ambos fueron sometidos a carga estática hasta fractura utilizando una máquina Instron a 0,5 mm/min, sin aplicación de envejecimiento artifi-

cial ni carga cíclica (montaje similar al mostrado en la Figura 2.4). Los pilares fueron atornillados a réplicas de implantes con un torque de 35 Ncm, y la fuerza se aplicó en la cara lingual de la corona, 2 mm bajo el borde incisal. El grupo ASC25 presentó una carga media de fractura de 215,49 $\pm$ 47,10 N, mientras que el grupo ASC0 alcanzó 534,04 $\pm$ 133,77 N, lo que representa una diferencia de aproximadamente 2,47 veces a favor del canal recto. Las cargas máximas registradas fueron 420,50 N (ASC25) y 762,69 N (ASC0), también con diferencia significativa ($p < 0{,}0001$).

Tal como se muestra en la Figura 2.6, todas las muestras fallaron por fractura en el segmento más apical de la pieza de zirconia, coincidiendo con la interfaz cerámica-metálica del pilar de dos piezas. Esta región, que presenta un espesor que puede variar entre 0,40 y 0,60 mm, fue identificada como punto crítico (Figura 2.7).



Figura 2.6: Especímenes del grupos ASC25 luego de la carga aplicada. Se observa el modo de falla en la zona apical [11].

A pesar de que los valores de fractura superan las fuerzas fisiológicas de mordida estimadas para incisivos (150 N en adultos jóvenes), el estudio evidencia una reducción significativa en la resistencia mecánica al utilizar canales angulados. Esto se vuelve especialmente relevante en pacientes con parafunciones como bruxismo o en restauraciones sometidas a cargas excéntricas.

En conclusión, el estudio aporta evidencia robusta de que la modificación del canal del tornillo a una angulación de 25° compromete significativamente la resistencia a la fractura de pilares de zirconia personalizados. Aunque estos valores aún superan las exigencias fisiológicas en situaciones normales, el margen de seguridad se reduce considerablemente, por lo que se recomienda precaución en su uso clínico, especialmente

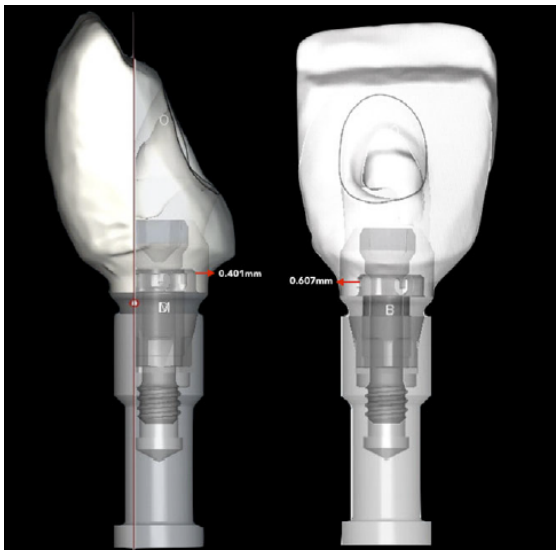


Figura 2.7: Esquema del espesor en la zona apical del componente cerámico del pilar de dos piezas [11].

en restauraciones anteriores con alta demanda funcional.

Effect of cyclic loading on reverse torque values of angled screw channel systems.

El estudio citado en [12] se enfoca en evaluar la estabilidad mecánica de diferentes sistemas con canal de tornillo angulado a 25° y 0°, mediante el análisis de torque aplicado, torque reverso y ocurrencia de fallas tras la aplicación de carga cíclica.

El ensayo in vitro incluyó un total de 28 implantes con conexión cónica (Nobel Replace Conical Connection de 4.3×10 mm), distribuidos en cuatro grupos experimentales (n = 7 cada uno) Figura 2.8:

- DY (Dynamic Tibase, 25°)
- DE (AngleBase de Dess, 25°)
- ASC (Nobel Biocare, 25°)
- UB (Universal Base, canal recto a 0°, grupo control)

Cada sistema recibió un torque según especificación del fabricante: 25 Ncm en DY y 35 Ncm en ASC, DE y UB.

Los valores de torque fueron registrados en el siguiente orden:

- torque inicial (ITV)
- luego de 24 horas (24hr-RTV)
- tras someter los especímenes a un protocolo de 5 millones de ciclos de carga a 200 N y 2 Hz, lo que equivale a 5 años de función masticatoria.

Este procedimiento se diseñó de acuerdo con la norma ISO 14801:2007.

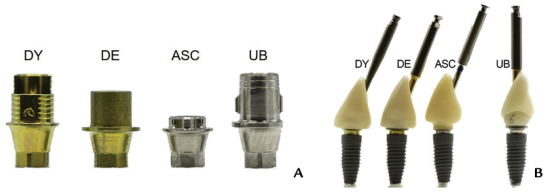


Figura 2.8: A la izquierda se muestran los pilares analizados en el estudio y a la derecha su montaje en la solución implantaria [12].

Una de las variables clave analizadas fue la eficiencia de precarga, definida como la relación entre el torque reverso luego de la carga cíclica (RTV2) y torque aplicado despues de las primeras 24 horas (ITV2). El grupo ASC alcanzó la mayor eficiencia (54,2 %), seguido por UB (48,5 %), DE (46,8 %) y DY (43,8 %). Pese a su alta eficiencia, el grupo ASC presentó 3 fracturas catastróficas de sus 7 especímenes, mientras que UB no presentó ninguna. Por su parte, DY y DE presentaron solo una fractura cada uno, y se mantuvieron estables en el resto de los ensayos.

La Figura 2.9 del estudio muestra los valores promedio de torque reverso medidos a las 24 horas posteriores al apriete (24hr-RTV1) y tras la carga cíclica (RTV2) para cada grupo. Se observó una disminución significativa del torque reverso en todos los sistemas después de los 5 millones de ciclos de carga ($p < 0{,}001$), lo cual se atribuye al efecto combinado de fricción, asentamiento de componentes y microajustes en la interfaz tornillo–pilar.

El grupo DY presentó los valores más bajos de torque reverso en ambos momentos, probablemente debido a su menor torque inicial de 25 Ncm. Por otra parte, los grupos ASC y DE, a pesar de haber mostrado desviaciones iniciales en el torque aplicado, mantuvieron valores de torque reverso comparables al grupo control UB (canal

recto), lo que indica que un diseño angulado puede conservar una eficiencia de retención adecuada bajo condiciones de uso prolongado.

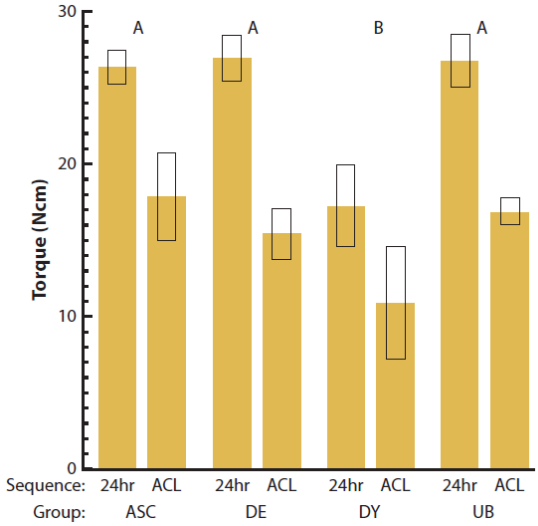


Figura 2.9: Las barras solidas representan los valores promedio de torque reverso medidos a las 24 horas posteriores al apriete inicial (24hr-RTV1) y después de la carga cíclica (RTV2) para los cuatro grupos evaluados con un intervalo de confianza de 95 % (barras transparentes) [12].

2.3.2. Estudios FEM

Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: A nonlinear 3-dimensional finite element analysis.

En el estudio citado en [13], se analiza cómo distintos tipos de conexión plataforma-pilar y materiales del pilar afectan la distribución de esfuerzos tanto en la solución protésica como en el hueso. Mediante un análisis por elementos finitos tridimensional no lineal (3D-FEM), se evalúan nueve configuraciones distintas, resultantes de la combinación de tres tipos de conexión (hexágono externo, EH; hexágono interno, IH; cono Morse, MT) con tres tipos de pilares (titanio, Ti; zirconia, Zr; configuración híbrida con base de titanio y parte superior de zirconia, H). Dichas conexiones se presentan en la Figura (2.10). El objetivo era determinar cuál de estas combinaciones proporcionaba una mejor distribución de tensiones bajo las condiciones de funcionamiento simuladas.

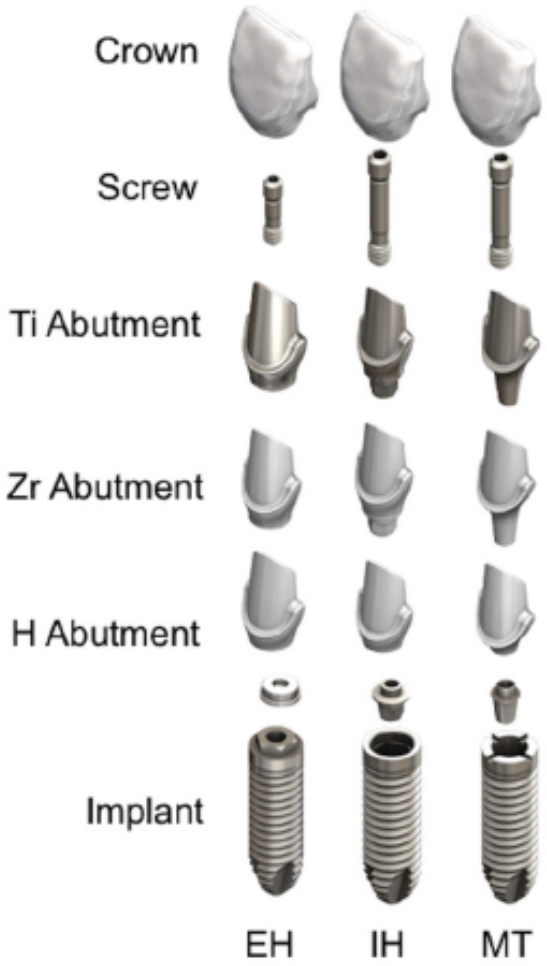


Figura 2.10: Partes del montaje de cada configuración analizada en el estudio. [13].

Todos los modelos consideraron un implante de 4 mm de diámetro por 13 mm de longitud, insertado en una sección de maxilar de 20 mm de longitud, compuesta por una capa de 1.5 mm de hueso cortical recubriendo hueso trabecular (Figura 2.11). La restauración utilizada consiste en un incisivo central superior con corona de disilicato de litio cementada sobre el pilar. Para simular condiciones clínicas, se aplicó una carga estática de 49 N a 45° sobre la cara palatina de la corona, distribuida en 6 puntos de contacto, representando un movimiento excéntrico de guía incisal.

El análisis se ejecutó utilizando el software ANSYS Workbench y se definió contacto con fricción entre el implante y el hueso (coeficiente de fricción 0.3), mientras que las demás interfaces se consideraron unidas rígidamente (“bonded”). Los materia-

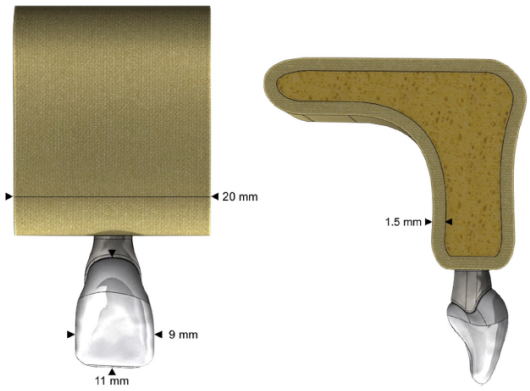


Figura 2.11: Ejemplo de ensamblaje completo del sistema con hexágono externo de titanio, incluyendo el segmento maxilar, el hueso cortical y la corona, utilizado en todos los grupos [13].

les fueron asumidos lineales, homogéneos e isotrópicos y las propiedades mecánicas utilizadas se presentan en la Tabla 2.1.

Tabla 2.1: Propiedades mecánicas de los materiales adoptadas en el estudio.

Material	**Módulo de Young (GPa)**	**Módulo de Poisson**
Cemento de resina	18.3	0.30
Hueso cortical	13.6	0.26
Hueso trabecular	1.36	0.31
Titanio	110	0.25
Zirconia	205	0.22
Disilicato de litio	96	0.23

En cuanto a los resultados, los mayores esfuerzos de Von Mises en el pilar se observaron en el grupo MTZr (cono Morse con pilar de zirconia), con un valor de 315.6 MPa, mientras que el grupo EHH (hexágono externo con pilar híbrido) presentó los esfuerzos más bajos, con 91.7 MPa (Figura 2.12 y 2.13). Los esfuerzos principales en el pilar de zirconia también fueron considerablemente altos en el grupo MTZr, alcanzando un $\sigma_{\text{máx}}$ de 332.3 MPa y un $\sigma_{\text{mín}}$ de 380.4 MPa, lo que indica que esta configuración podría llevar al límite la resistencia del material cerámico. En contraste, el pilar híbrido MTH permitió reducir esas tensiones a $\sigma_{\text{máx}} = 194.6\ \text{MPa}$ y $\sigma_{\text{mín}} = -235.8\ \text{MPa}$, evidenciando el efecto protector de la base metálica en configuraciones que incluyen zirconia.

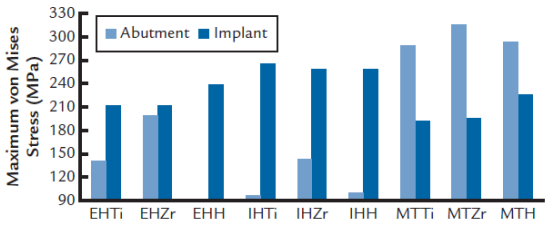


Figura 2.12: Comparación de las tensiones equivalentes máximas de von Mises (MPa) en pilares e implantes para todos los grupos [13].

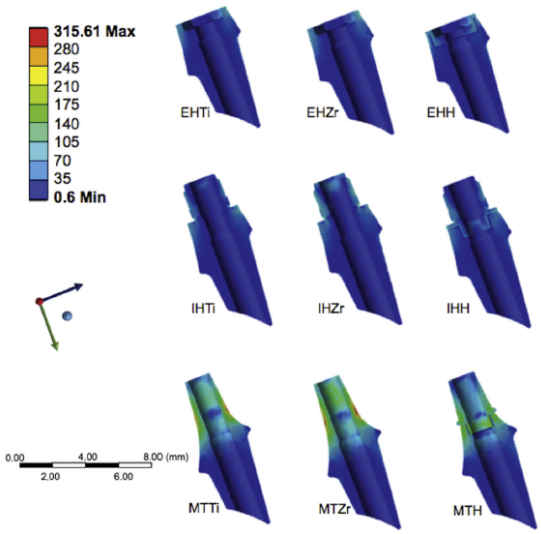


Figura 2.13: Distribución del esfuerzo de Von Mises (MPa) en los pilares de cada grupo [13].

Respecto a las tensiones inducidas en el implante, se observaron valores similares entre todas las conexiones, aunque con diferencias en la localización de los máximos esfuerzos: en las plataformas con hexágono externo (EH), las tensiones se concentraron en la primera espira del implante, mientras que en el hexágono interno (IH) y en el cono Morse (MT), estas se desplazaron apicalmente hacia la zona interna del implante (Figura 2.14). El valor máximo de esfuerzo en el implante fue de 266 MPa (en conexión IH), mientras que el más bajo fue de 204.6 MPa, correspondiente al grupo EHH.

Finalmente, el estudio concluye que la conexión de plataforma tiene una influencia más significativa que el material del pilar en la distribución de tensiones. Sin embargo, el uso de zirconia pura en configuraciones como MTZr puede generar niveles

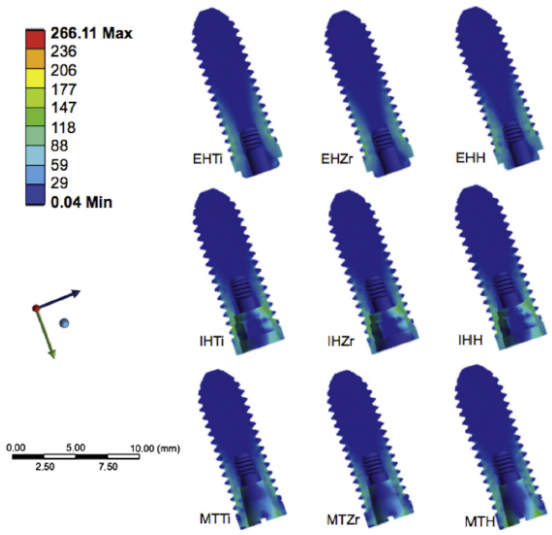


Figura 2.14: Distribución del esfuerzo de Von Mises (MPa) en los implantes de cada grupo [13].

de tensión críticos en la cerámica, especialmente al no contar con una base metálica (titanio) que ayude a absorber o distribuir las cargas mecánicas. Los pilares híbridos, compuestos por una base de titanio y una parte superior de zirconia, demostraron un mejor desempeño biomecánico, con tensiones más reducidas tanto en el pilar como en el implante, lo que sugiere que este tipo de diseño puede ofrecer un balance entre estética y resistencia mecánica.

Non-Linear biomechanical evaluation and comparison in the assessment of three different piece dental implant systems for the molar region: A finite element study.

El estudio citado en [14] evaluó comparativamente el comportamiento biomecánico de tres configuraciones de implantes dentales diseñados para la región molar: un sistema metálico de tres piezas, un sistema cerámico de dos piezas y un implante cerámico monobloque (una sola pieza). A diferencia del estudio anterior, este trabajo incluyó no solo hueso cortical y trabecular, sino también tejido gingival, lo que permite una evaluación más realista de la interacción biomecánica entre el implante y los tejidos periimplantarios. Además, se modeló un diente de la región molar, mientras que en el anterior uno de la zona anterior.

El análisis se realizó mediante el Método de los Elementos Finitos no lineal en

ANSYS Workbench 2021 R2, utilizando elementos tetraédricos tipo SOLID187 y malla refinada de hasta 0.1 mm en zonas críticas. Se aplicaron contactos con fricción entre los componentes del implante y las estructuras óseas, con un coeficiente de fricción de 0.3 para las interfaces pilar-implante y corona-pilar, mientras que el contacto entre el implante y el hueso fue modelado como completamente adherido, representando una oseointegración ideal. Las propiedades mecánicas de los materiales fueron definidas como lineales, elásticas e isotrópicas y se presentan en la Tabla 2.2.

Tabla 2.2: Propiedades mecánicas de los materiales adoptadas en el estudio [14].

Material	**Módulo de Young (GPa)**	**Coeficiente de Poisson**
Zirconia (TZP-A)	210	0.30
Titanio grado 4	105	0.34
Hueso cortical	13.7	0.30
Hueso trabecular	1.37	0.30
Tejido gingival	0.067	0.45

El hueso se modeló con propiedades ortotrópicas para una calidad ósea tipo D2. Las cargas aplicadas fueron de 200 N en dirección axial (oclusal) y 100 N en dirección oblicua a 45°, representando fuerzas funcionales típicas durante la masticación en la región posterior mandibular (Figura 2.15).

Los resultados mostraron que el implante cerámico de dos piezas presentó el mejor desempeño biomecánico global. En términos de tensiones von Mises bajo carga oblicua , el sistema de tres piezas alcanzó un valor máximo de 481.2 MPa, cercano al límite de fluencia del titanio grado 4, mientras que el implante de dos piezas registró solo 99.0 MPa, y el de una pieza 136.4 MPa. Bajo carga oclusal, las tensiones fueron menores: 109.1 MPa (tres piezas), 48.4 MPa (dos piezas) y 72.2 MPa (una pieza). Estas diferencias reflejan una capacidad significativamente mayor de los sistemas cerámicos para disipar esfuerzos mecánicos sin comprometer la integridad del implante. En la Figura 2.16 se muestran los resultados para el Esfuerzo de Von Mises para la solución implantaria de 3 piezas.

En cuanto a las deformaciones, el sistema de tres piezas también presentó el mayor desplazamiento total bajo carga oblicua, con 0.0342 mm, frente a 0.0071 mm en

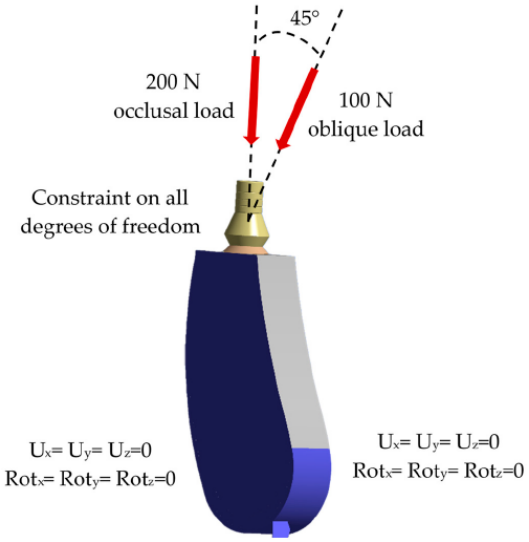


Figura 2.15: Condiciones de carga y de borde para todos los sistemas implantarios analizados [14].

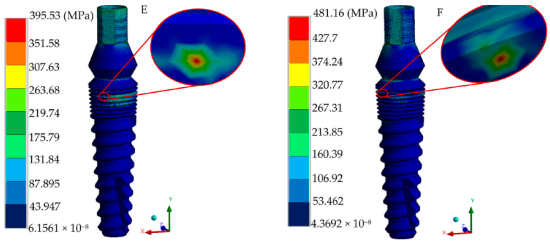


Figura 2.16: Esfuerzo de Von Mises en solución implantaria de 3 piezas [14].

el de dos piezas y 0.0099 mm en el de una pieza. Estas diferencias se mantuvieron bajo carga oclusal, lo que reafirma la rigidez estructural superior del sistema cerámico de dos piezas. Además, este último generó las menores microdeformaciones óseas (10.3 µm en carga oblicua y 7.8 µm en carga oclusal), comparado con 16.9 µm y 13.6 µm del sistema de tres piezas, respectivamente. Estos resultados sugieren que un implante con buen diseño cerámico puede reducir significativamente el riesgo de micromovimientos perjudiciales para la oseointegración y disminuir la transferencia de cargas críticas hacia el hueso.

En conjunto, el trabajo demuestra que el sistema de implante cerámico de dos piezas proporciona un mejor balance entre rigidez, distribución de esfuerzos y preservación del hueso adyacente. Aunque los autores señalan que los hallazgos deben validarse clínicamente, sus resultados posicionan a esta configuración como una opción

biomecánicamente favorable para rehabilitaciones en la región posterior, especialmente bajo condiciones funcionales que incluyen cargas oblicuas representativas de la masticación.

Static and dynamic stress analysis of different crown materials on a titanium base abutment in an implant-supported single crown: a 3D finite element analysis

En [15] se evaluó, mediante análisis por elementos finitos tridimensional, el comportamiento biomecánico y la vida útil por fatiga de coronas unitarias atornilladas sobre implantes con pilar base de titanio (Ti-base), sometidas a cargas estáticas y dinámicas. Se modelaron cinco tipos de coronas monolíticas: zirconia reforzada con silicato de litio (ZLS) en estado cristalizado y precristalizado, disilicato de litio (LD), red cerámica infiltrada en polímero (PICN) y poliéter éter cetona (PEEK). El implante considerado fue un Nobel Parallel Conical Connection TiUltra de 10 mm de longitud y 3,75 mm de diámetro, asumiendo oseointegración total (Figura 2.17).

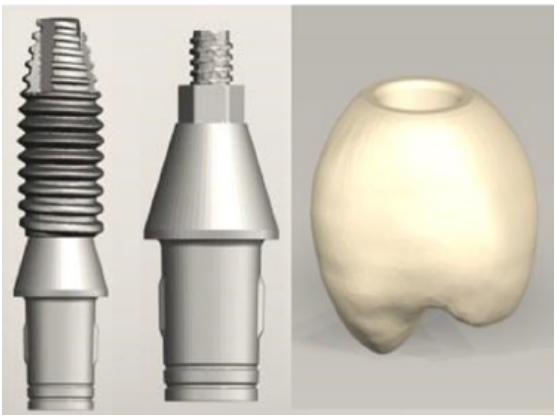


Figura 2.17: Componentes de la solución implantaria usada en el estudio [15].

Los modelos fueron generados en SolidWorks y mallados con aproximadamente 167 000 nodos y 902 000 elementos tetraédricos, verificando la convergencia al 10 %. Todos los materiales se asumieron lineales, homogéneos e isotrópicos, con propiedades mecánicas tomadas de la literatura según la Tabla 2.3.

Tabla 2.3: Propiedades mecánicas de los materiales utilizados en este estudio.

Material	Módulo de Young (GPa)	Coeficiente de Poisson	Resistencia última a la tracción (MPa)
Hueso cortical	13.7	0.30	–
Hueso trabecular	1.37	0.30	–
Titanio (implante y tornillo protésico)	110.0	0.35	825
Pilar base de titanio	110.0	0.35	825
Silicato de litio reforzado con zirconia cristalizada (ZLS)	107.9	0.222	159
Silicato de litio reforzado con zirconia precristalizada (ZLS)	104.9	0.208	180
Disilicato de litio (LD)	102.7	0.215	173
Red cerámica polimérica infiltrada (PICN)	37.8	0.24	227
Polieteretercetona (PEEK)	3.5	0.36	80

La carga estática aplicada fue de 100 N a 30° sobre la cúspide palatina de un primer premolar superior, mientras que la carga dinámica replicó las mismas condiciones a una frecuencia de 1 Hz. La vida a fatiga se calculó con un promedio de 350 000 ciclos de masticación anuales, equivalente a 10^7 ciclos en 30 años. Se evaluaron tensiones de von Mises en implantes, pilares, tornillos y coronas, así como tensiones principales máximas y mínimas en hueso cortical y trabecular.

Los resultados mostraron que las tensiones máximas de von Mises se concentraron en los tornillos protésicos (≈ 1347–1354 MPa) y en los implantes (≈ 704–705 MPa), localizadas principalmente en la primera rosca cervical palatina del implante y en la zona mesiovestibular de la cabeza del tornillo (Figura 2.18). En el pilar Ti-base, la máxima tensión se ubicó en la región gingivocervical palatina. El hueso cortical presentó tensiones máximas y mínimas de aproximadamente 28.88 MPa y –49.3 MPa, respectivamente, siempre por debajo de su resistencia última, concentrándose alrededor del cuello del implante. En las coronas, las tensiones más bajas se observaron en PEEK (46.89 MPa), seguido por PICN, mientras que ZLS y LD registraron valores más altos.

En cuanto a la vida a fatiga, el modelo con corona de LD presentó la mayor durabilidad global: ≈ 9.77 años para el pilar y ≈ 5.04 años para el tornillo, proyectando al menos diez años de éxito clínico en todos los componentes. PEEK mostró la mayor vida útil en la corona, pero redujo la de implante y pilar. Las coronas ZLS, tanto cristalizada como precristalizada, registraron la menor durabilidad en tornillos (≈ 2.87 años), siendo en estos casos hasta 3.5 veces menor que en el resto de materiales. El comportamiento del hueso no se vio afectado significativamente por el material de la corona, pero sí lo fueron las vidas a fatiga de los componentes mecánicos (Figura 2.19), donde se observan las zonas de concentración de deformación más críticas para cada

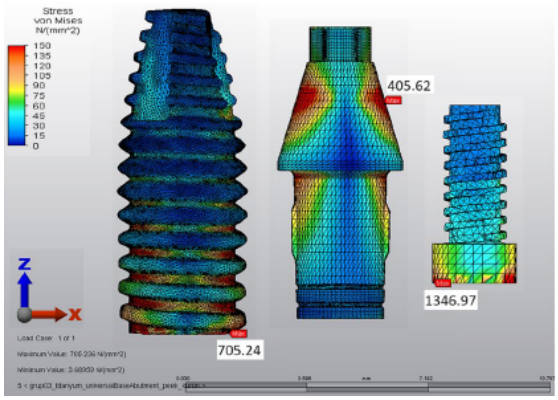


Figura 2.18: Distribución de esfuerzos de Von Mises para la configuración con corona de PEEK [15].

configuración.

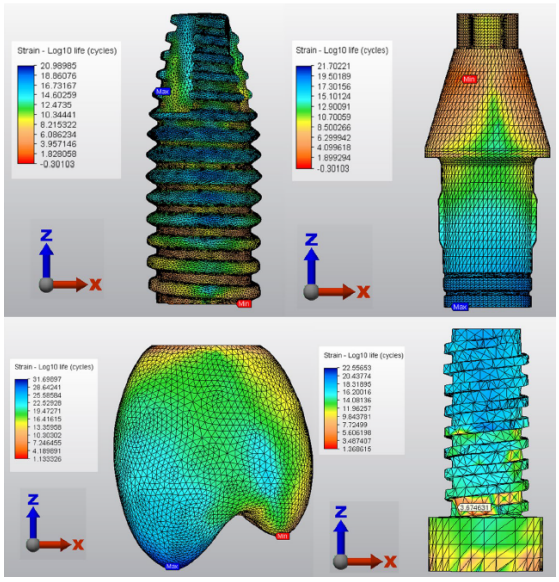


Figura 2.19: Distribución de vida a fatiga obtenida mediante análisis por elementos finitos para los componentes del conjunto implante-pilar-corona [15].

Los autores concluyen que el disilicato de litio sobre Ti-base ofrece el mejor balance entre distribución de tensiones y longevidad del conjunto implante–pilar–tornillo, siendo recomendable para restauraciones unitarias en premolares superiores. La combinación ZLS + Ti-base puede emplearse si se realiza un control periódico del tornillo protésico. Se resalta que, aunque materiales más flexibles como PEEK y PICN absorben mejor el impacto, tienden a reducir la durabilidad de los componentes metálicos, mien-

tras que materiales rígidos como LD y ZLS concentran más tensión en la estructura protésica. El estudio subraya la necesidad de corroborar estos hallazgos con investigaciones clínicas a largo plazo, ya que las limitaciones de los estudios FEA (como la simplificación geométrica y la idealización de propiedades) pueden influir en los resultados.

Three-dimensional finite element analysis of stress distribution on short implants with different bone conditions and osseointegration rates.

En el estudio citado en [1], se evaluó el efecto combinado de la calidad ósea y el porcentaje de oseointegración en la distribución de tensiones de implantes cortos de 4.1 mm de diámetro y 6 mm de longitud.

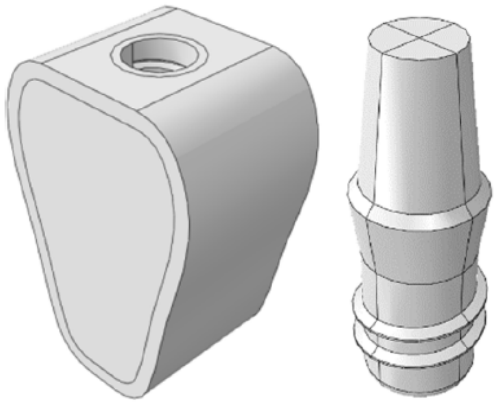
Se modelaron tres tipos de hueso mandibular posterior (Figura 2.20) según la clasificación de Lekholm y Zarb: tipo II (cortical de 2 mm y trabecular denso), tipo III (cortical de 1 mm y trabecular denso) y tipo IV (cortical de 1 mm y trabecular poco denso). La osteointegración se simuló en una zona de transición de 0,5 mm alrededor del implante, con niveles de 25 %, 50 %, 75 % y 100 %, ajustando el módulo elástico de acuerdo con valores reportados en la literatura (Tabla 2.4). Además, el hueso cortical y trabecular se modelaron con propiedades anisotrópicas.

Tabla 2.4: Propiedades mecánicas de los huesos mandibulares.

Material	**BIC**	E_x (MPa)	E_y (MPa)	E_z (MPa)	ν_{xy}	ν_{xz}	ν_{yz}	G_{xy} (MPa)	G_{xz} (MPa)	G_{yz} (MPa)
Hueso trabecular de alta densidad	25 %	287	52.5	287	0.05	0.32	0.01	17	108.5	17
	50 %	574	105	574				34	217	34
	75 %	861	158	861				51	325.5	51
	100 %	1148	210	1148				68	434	68
Hueso trabecular de baja densidad	25 %	57.5	10.5	57.5	0.05	0.32	0.01	3.5	21.75	3.5
	50 %	115	21	115				7	43.5	7
	75 %	172.5	31.5	172.5				10.5	65.25	10.5
	100 %	230	42	230				14	87	14
Hueso cortical	25 %	3150	3150	4850	0.30	0.253	0.25	1212.5	1425	1425
	50 %	6300	6300	9700				2425	2850	2850
	75 %	9450	9450	14550				3637.5	4275	4275
	100 %	12600	12600	19400				4850	5700	5700

El implante, fabricado en titanio (E = 110 GPa, ν = 0,35), se modeló unido al pilar de 5 mm de altura Figura 2.20. Las cargas aplicadas fueron de 200 N en dirección axial y 100 N oblicua a 45°, con refinamiento de malla hasta lograr variaciones < 1 %

en la tensión máxima de von Mises.



(a) (b)

Figura 2.20: **a** Modelo de mandíbula, **b** Modelo de implante [1].

Los resultados mostraron que la máxima tensión en el hueso se concentró siempre en la cortical adyacente al cuello del implante, mientras que en el implante se localizó en la superficie del cuello y la primera rosca (Figura 2.21). A igualdad de oseointegración y tipo de carga, las tensiones en cortical fueron mayores en hueso tipo IV, seguido de tipo III y tipo II. Por ejemplo, bajo carga vertical y con 100 % de oseointegración, las tensiones en cortical fueron de aproximadamente 82 MPa en tipo II, 106 MPa en tipo III y 142 MPa en tipo IV. En el caso de cargas oblicuas, las tensiones en cortical fueron entre 1.4 y 1.8 veces mayores que con cargas verticales, alcanzando por ejemplo en tipo II y 100 % de oseointegración valores de $\approx$ 137 MPa frente a $\approx$ 82 MPa en carga axial. En el implante, la carga oblicua generó incrementos de hasta 3.5 veces en la tensión máxima comparada con la carga vertical.

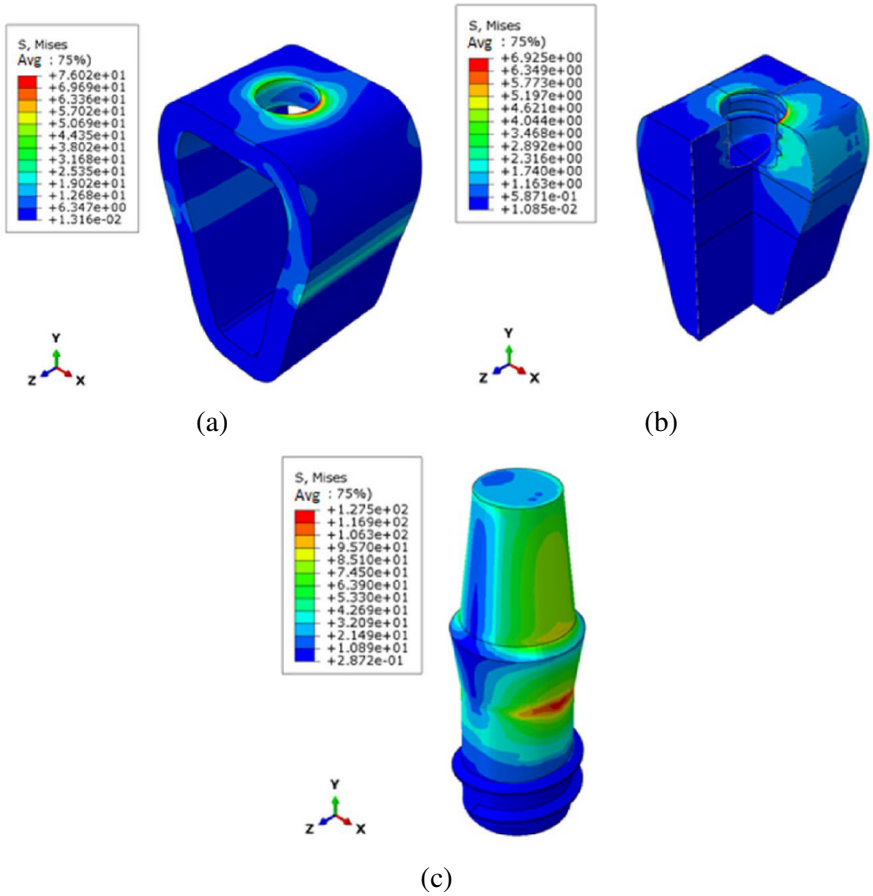
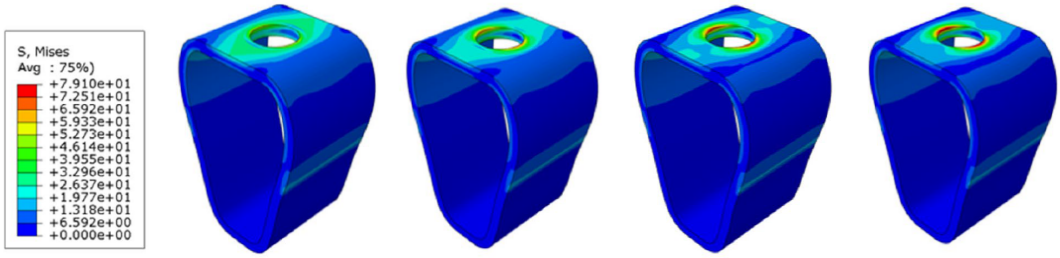


Figura 2.21: Distribución de esfuerzo de Von Mises bajo carga oblicua: **a** Hueso cortical, **b** Hueso trabecular, **c** Implante [1].

La variación del porcentaje de oseointegración tuvo un efecto claro: a mayor oseointegración, aumentaron las tensiones en cortical e implante, pero disminuyeron las tensiones y deformaciones en el trabecular (Figura 2.22). Por ejemplo, en cortical tipo III con carga vertical, las tensiones pasaron de ≈ 65 MPa con 25 % de oseointegración a ≈ 106 MPa con 100 %, lo que representa un incremento del 63, 8 %.



(a) (b) (c) (d)

Figura 2.22: Distribución de esfuerzo de Von Mises en el hueso cortical tipo II bajo carga vertical y oseointegración de **a** 25 %, **b** 50 %, **c** 75 %, **d** 100 %.

Estos resultados reflejan que una mayor rigidez en la interfaz transmite más carga a la cortical, lo que puede ser positivo para la estabilidad primaria, pero riesgoso si se superan los límites fisiológicos.

- Umbral de fractura cortical: ≈ 160 MPa.
- Cargas verticales para condición segura:
  - Tipo II: desde 25 % de oseointegración.
  - Tipo III: desde 50 % de oseointegración.
  - Tipo IV: únicamente con 100 % de oseointegración.
- Cargas oblicuas para condición segura:
  - Tipo II: con ≥ 50 % de oseointegración.
  - Tipo III: solo con 100 % de oseointegración.
  - Tipo IV: excede el límite en todos los porcentajes.
- Tensiones en el implante de titanio: muy por debajo del límite de fluencia ($\approx$ 800 MPa) incluso en las condiciones más desfavorables.

En sus conclusiones, los autores señalan que la cortical periimplantaria es la región más susceptible a sobrecarga en implantes cortos, independientemente de la calidad ósea y la osteointegración. Recomiendan priorizar la carga axial y minimizar cargas oblicuas en hueso de menor calidad, especialmente tipo IV. Asimismo, destacan que el uso de implantes cortos es viable en hueso tipo II y III si se alcanzan niveles adecuados de oseointegración, mientras que en tipo IV se debe actuar con cautela, optimizando las

condiciones para maximizar la estabilidad y reducir el riesgo de sobrecarga cortical.

A partir del análisis de la literatura revisada, es posible identificar ciertas limitaciones recurrentes en los estudios actuales sobre restauraciones implantosoportadas. En primer lugar, si bien existen diversas investigaciones in vitro que evalúan el comportamiento de pilares con canal de tornillo angulado (ASC), no se han encontrado estudios que los modelen mediante el Método de los Elementos Finitos. Esto representa una oportunidad, ya que el modelado FEM permite estudiar con mayor detalle la distribución de tensiones y la respuesta estructural interna del sistema bajo condiciones clínicas controladas.

Por otro lado, la simplificación de los modelos óseos es una constante en muchas simulaciones FEM. Si bien en [1] se modela el hueso mandibular como anisotrópico, en la mayoría de los estudios el hueso cortical y trabecular es modelado como un material lineal, homogéneo e isotrópico, lo cual facilita el análisis, pero no representa con fidelidad las propiedades reales del tejido óseo. Estas idealizaciones pueden afectar significativamente los resultados, especialmente en lo que respecta a la predicción de zonas críticas de estrés y posibles fallos estructurales.

En cuanto al tejido gingival, existe poca inclusión de este dentro de los modelamientos encontrados. Lo cual podría limitar la validez de los resultados biomecánicos, especialmente en estudios orientados a representar condiciones clínicas realistas.

Otro aspecto crítico identificado es que, en algunos trabajos, la carga oclusal se aplica directamente sobre el pilar, sin modelar la corona protésica. Esta omisión reduce considerablemente la fidelidad del análisis, ya que la geometría y material de la corona influyen directamente en la forma en que se distribuyen las fuerzas hacia el implante y el hueso.

Frente a estas limitaciones, la presente memoria propone una contribución concreta y necesaria. El modelo desarrollado incorpora una serie de mejoras orientadas a lograr el mayor realismo clínico posible: incluye la representación de la corona, el tejido gingival, y considera un modelo óseo no isotrópico. Además, constituye un primer acercamiento al modelado FEM de soluciones con pilar ASC, un área aún no explorada en profundidad mediante simulación numérica tridimensional y de un pilar SSC. Esta

combinación de características permite no solo una evaluación más completa del comportamiento biomecánico del sistema implantar, sino también aportar conocimiento útil para la aplicación de diseños protésicos más seguros y duraderos.

3. Marco Teórico

3.1. Justificación y evolución de la implantología dental

La pérdida dentaria es uno de los principales problemas de salud bucal en la población adulta y representa un desafío tanto funcional como estético. En este contexto, la implantología dental surge como una alternativa capaz de devolver la función y la armonía facial, ofreciendo resultados más duraderos y compatibles con las estructuras óseas y de tejido blando de cada paciente.

Según se indica en [16], entre los principales factores que justifican la implantología dental se destacan el envejecimiento de la población, la pérdida progresiva de dientes con la edad y el fracaso de prótesis fijas o removibles tradicionales. En este contexto, las limitaciones de las prótesis removibles (como la falta de estabilidad, la pérdida de fuerza oclusal y el deterioro del hueso alveolar) han impulsado el reemplazo de dientes mediante implantes osteointegrados.

La ausencia prolongada de dientes genera una pérdida progresiva de altura y espesor del hueso alveolar, lo que compromete la estabilidad de futuras restauraciones. Estudios clínicos indican que la reabsorción ósea puede alcanzar valores cercanos a 4 mm durante el primer año posterior a la extracción, y continuar de forma acumulativa hasta 25 mm en un período de 25 años. Esta reabsorción se asocia a la atrofia mandibular, pérdida de soporte labial y colapso del tercio inferior facial, alterando la estética y las proporciones del rostro [16].

Los tejidos blandos también sufren modificaciones, incluyendo reducción de la encía queratinizada, menor vascularización, pérdida de tono muscular y disminución del control neuromuscular de la mandíbula. En conjunto, estos cambios provocan alteraciones estéticas y psicológicas, asociadas a inseguridad, aislamiento y disminución de la calidad de vida [16].

Desde tiempos remotos, distintas civilizaciones intentaron reemplazar dientes perdidos mediante materiales naturales o metales preciosos. Los egipcios, alrededor del 2500 a.C., usaban hilos de oro para fijar dientes móviles, mientras que los etruscos y

fenicios fabricaban prótesis con bandas de oro y piezas talladas en hueso o marfil. Más adelante, los mayas lograron implantar fragmentos de concha marina en la mandíbula, observándose en estudios modernos formación de hueso alrededor de estas piezas [17].

Con el avance del conocimiento anatómico y de los materiales, a comienzos del siglo XX aparecieron los primeros diseños metálicos: en 1913, E. J. Greenfield introdujo un cilindro hueco de iridio-platino soldado con oro como raíz artificial, considerado el primer modelo de implante endoóseo documentado. En la década de 1930, los hermanos Strock lograron fabricar los primeros implantes endoóseos exitosos utilizando Vitallium, una aleación biocompatible de cobalto-cromo empleada en ortopedia. Poco después, en la década de 1940, los investigadores Formiggini y Zepponi desarrollaron implantes espirales de acero inoxidable que permitían el crecimiento de hueso entre sus espiras [17].

Posteriormente, en 1952, Per-Ingvar Brånemark descubrió que el titanio se unía firmemente al hueso, dando origen al concepto de oseointegración. En 1965 colocó los primeros implantes de titanio en un paciente humano, que se mantuvieron funcionales durante décadas, marcando el inicio de la implantología moderna [17].

Desde entonces, el diseño geométrico de los implantes dentales ha experimentado una evolución constante durante las últimas décadas, orientada a mejorar la estabilidad primaria, optimizar la distribución de cargas y favorecer la preservación del hueso marginal. Según se indica en [18], los avances más significativos de los últimos diez años se han centrado en la modificación del cuello, cuerpo, roscas y plataforma del implante. Los autores destacan que los cuellos microtexturizados o con microroscas contribuyen a reducir la pérdida ósea marginal al distribuir las tensiones más uniformemente (Figura 3.1). Asimismo, el desarrollo hacia cuerpos cónicos o semicónicos (Figura 3.2) ha demostrado generar mayor estabilidad inicial, especialmente en huesos de baja densidad, mientras que los sistemas con plataforma reducida (platform switching) ayudan a preservar el hueso crestal al alejar el punto de conexión del pilar respecto de la cresta ósea (Figura 3.3).



Figura 3.1: Microroscas en el cuello del implante [18].



(a) (b)

Figura 3.2: **a** Implante cónico, **b** Implante semicónico [18].

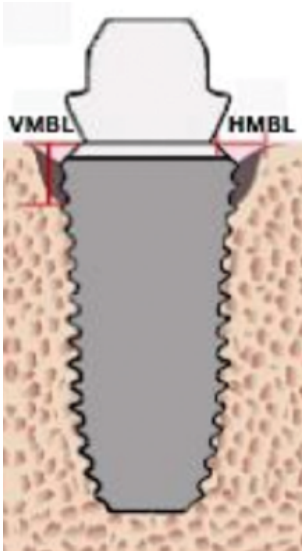


Figura 3.3: Configuración Platform Switching y esquematización de la perdida marginal de hueso vertical (VMBL) y horizontal (HMBL) [18].

Por su parte, en [19] describen que el diseño del fixture ha pasado de formas simples como láminas o pines a estructuras roscadas y cónicas que imitan la raíz dental. Las modificaciones introducidas en la rosca han sido decisivas para mejorar la transmisión de esfuerzos y la osteointegración. En particular, las roscas cuadradas o trapezoidales inducen fuerzas principalmente compresivas, mejor toleradas por el hueso, mientras que un paso reducido aumenta el área de contacto hueso-implante y mejora la estabilidad. Los autores también señalan que la incorporación de conexiones internas tipo Morse taper ha incrementado la durabilidad clínica al minimizar micromovimientos y filtraciones en la unión implante-pilar.

En conjunto, la evidencia revisada indica que la evolución geométrica de los implantes dentales ha avanzado desde configuraciones simples hacia sistemas anatómicamente adaptados, capaces de reproducir el comportamiento biomecánico del diente natural. Las mejoras en el macro-diseño, principalmente en la forma del cuerpo, las roscas y el cuello del implante, han permitido alcanzar tasas de supervivencia superiores al 95 % y una mayor predictibilidad clínica [18] [20]. Dicha evolución geométrica, se ha visto reforzada por la incorporación de herramientas digitales avanzadas como el Método de los Elementos Finitos (FEM) y las tecnologías CAD/CAM, las cuales han permitido analizar y optimizar el desempeño biomecánico de los implantes antes de su fabricación. El FEM se ha consolidado como una técnica esencial para evaluar la distribución de esfuerzos y deformaciones en el sistema implante-hueso, mientras que los sistemas CAD/CAM posibilitan la producción de componentes personalizados con alta precisión geométrica [8] [21].

3.2. Implantes

Los implantes dentales pueden clasificarse de diversas maneras según su posición respecto al hueso y tejido blando, así como por la forma general de su cuerpo y conexión protésica. Estas variaciones responden a criterios anatómicos, estéticos, y también influyen en la estabilidad, distribución de cargas y el comportamiento biomecánico del conjunto implante-hueso.

Los implantes a nivel de hueso (bone-level, BL) se colocan de modo que su plataforma o cuello queda a nivel de la cresta ósea, permitiendo que la unión implante-

pilar esté cercana al hueso y favoreciendo así un contacto más íntimo con el tejido óseo.

Por otro lado, los implante a nivel encía (tissue-level, TL) están diseñados para emerger al nivel del tejido blando (Figura 3.4), desplazando la conexión protésica verticalmente hacia arriba desde la cresta ósea, lo cual cambia la repuesta biológica alrededor del cuello del implante [22].

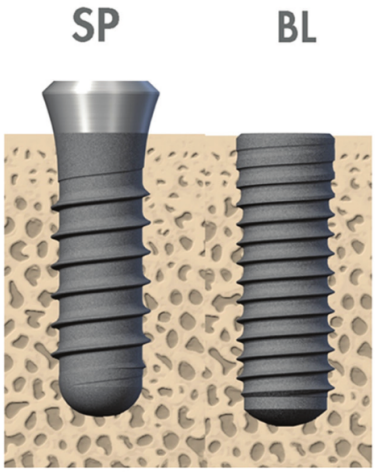


Figura 3.4: A la izquierda de aprecia un implante a nivel gingival y a la derecha uno a nivel óseo [23].

En cuanto a la geometría de los implantes, aquellos con cuerpo semicónico (Figura 3.5) combinan los beneficios del diseño cónico y cilíndrico al presentar un cuerpo que se estrecha hacia el ápice, mejorando la adaptación al hueso y favoreciendo la estabilidad primaria. Estudios comparativos revelan que los implantes con perfil cónico alcanzan mayores valores de torque de inserción y mejores mediciones de estabilidad al momento del implante, en comparación con diseños totalmente rectos como los que se observan en la Figura 3.4 [24].

Los materiales más utilizados en la fabricación de implantes dentales son el titanio comercialmente puro (cp-Ti), principalmente en su grado 4, y la aleación Ti-6Al-4V (grado 5). El cp-Ti G4 ofrece una elevada biocompatibilidad y buena resistencia a la corrosión, mientras que la aleación Ti-6Al-4V combina una mayor resistencia mecánica con una rigidez moderada, lo que la convierte en una de las opciones más empleadas en implantología moderna [26]. Esta aleación presenta un módulo de Young de aproximadamente 110 GPa y una razón de Poisson cercana a 0.35 [27]



Figura 3.5: Modelo 3D de implante semicónico de la marca Straumann [25].

3.3. Pilares

Complementando la información entregada en el Estado del Arte sobre los pilares, este componente es el que conecta el implante con la corona del diente que se reemplaza.

En la práctica clínica, los pilares se fabrican principalmente en aleación de titanio Ti-6Al-4V, debido a su alta resistencia mecánica, estabilidad dimensional y buen comportamiento frente a cargas cíclicas. Según se indica en [28] los pilares de titanio mantienen una unión más estable con el implante bajo carga funcional, confirmando su idoneidad como material de referencia en restauraciones implantosoportadas.

3.4. Coronas

La corona (Figura 3.6) es el componente protésico visible que se coloca sobre el pilar del implante y cumple la función principal de restaurar la forma, función y oclusión del diente perdido, transmitiendo las cargas masticatorias hacia el sistema implante-pilar-hueso. Además, su altura y configuración actúan como brazo de palanca que puede influir de forma significativa en las tensiones y deformaciones generadas en el hueso circundante [29].

Uno de los materiales más utilizados para la fabricación de coronas dentales es la zirconia (óxido de circonio estabilizado con itrio, Y-TZP) debido a su combinación de alta resistencia mecánica, rigidez y biocompatibilidad. Según se indica en [30] el



Figura 3.6: Corona de inciso central mandibular izquierdo en modelo de colado [29].

Módulo de Young de este material es de 205 GPa con un Módulo de Poisson de 0.32. Además, presenta una resistencia a la flexión entre 900 y 1200 MPa [31].

3.5. Conexiones

3.5.1. Conexión pilar - implante

En los sistemas implantarios se han desarrollado distintos tipos de conexión entre el implante y el pilar, los cuales se diferencian principalmente por su geometría y modo de acoplamiento. Dichas conexiones se agrupan en dos configuraciones básicas: externas e internas. Las primeras, como el hexágono externo, presentan el acoplamiento sobre la plataforma del implante y fueron las más empleadas en los sistemas iniciales; sin embargo, son más susceptibles al micromovimiento y al aflojamiento del tornillo. Las conexiones internas, por su parte, incluyen el hexágono interno, el octágono interno y las cónicas tipo Morse taper, las cuales proporcionan una mayor estabilidad mecánica y una distribución más uniforme de las tensiones en la interfaz implante-pilar [32].

En el presente trabajo se aborda específicamente la conexión TorcFit, desarrollada por Straumann para sus sistemas de implantes Bone Level BLX, la cual presenta una morfología cónica con un ángulo interno de 7° y un sistema de indexado hexagonal interno, que permite orientar el pilar con exactitud y facilidad y minimizar micromovimientos. Su principio mecánico se basa en el ajuste por fricción (Morse taper) complementado con un tornillo de fijación [33].

La unión entre el pilar y el implante se realiza mediante un tornillo compatible

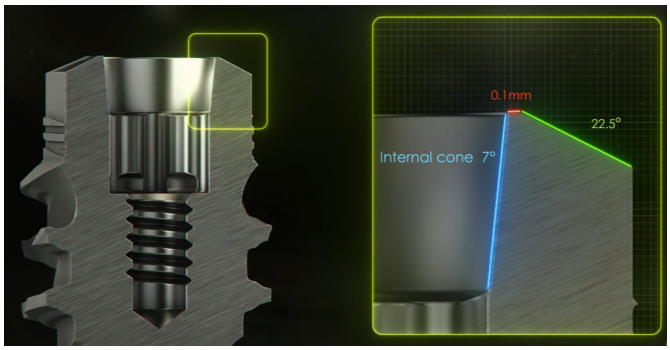


Figura 3.7: Vista en corte de la conexión TorcFit. Se destacan el cono interno (azul), la zona plana superior (rojo) y el hombro (verde) [34].

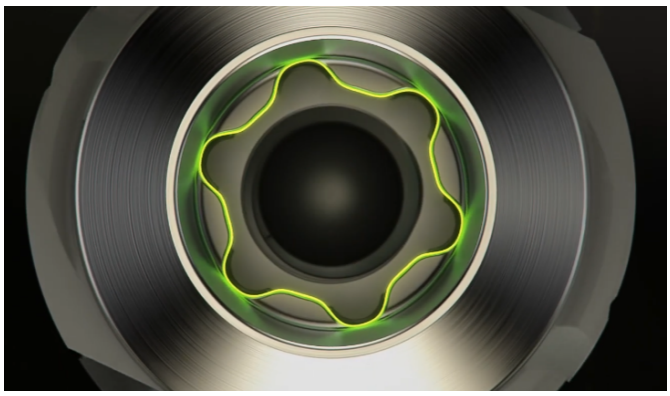


Figura 3.8: Vista superior del implante, donde se destaca en color amarillo el patrón hezagonal interno [34].

con el modelo de pilar que se esté utilizando (Figura 3.10). Además, en [35] se indica que el torque que se le debe aplicar a dicho tornillo es de 35 Ncm. Valores superiores a este podrian resultar en una falla del pilar o implante y valores inferiores al recomendado podrían causar aflojamiento. Por otro lado, este componente está fabricado de Titanio grado 4 o de aleación Ti-6Al-7Nb [36].

3.5.2. Conexión corona - pilar

En las restauraciones implantosoportadas cementadas, la unión entre la corona y el pilar incluye clínicamente una película de cemento con espesor micrométrico y propiedades mecánicas propias. No obstante, la representación explícita de esta capa en modelos de elementos finitos resulta poco práctica, tanto por la complejidad que implica mallar un espesor tan reducido como por la dificultad para caracterizar con correctamente su interacción con las superficies adyacentes. Por ello, varios estudios

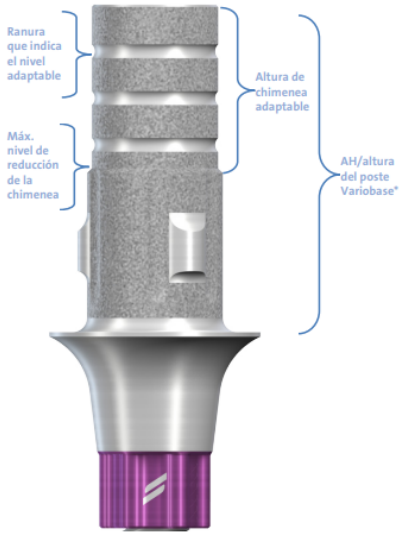


Figura 3.9: Pilar con conexión inferior TorcFit [35].



Figura 3.10: Tornillo de conexión pilar-implante [37].

recientes han optado por omitir el modelado directo del cemento y representar la interfaz corona–pilar como una unión completamente adherida (bonded) [38].

En [39], por ejemplo, los autores señalan que el espesor de la capa de cemento fue ignorada para simplificar el modelo de elementos finitos, enfatizando además que otros detalles microgeométricos como microgaps e irregularidades superficiales también fueron excluidos porque su influencia en el comportamiento general de las tensiones es muy limitada.

3.6. Hueso

3.6.1. Composición

El tejido óseo es un tejido vivo activo que responde continuamente a los estímulos internos y externos mediante el modelado y el remodelado óseo, procesos que modifican su estructura para mantener o mejorar su función mecánica. Esta adaptación involucra tanto al hueso cortical como al trabecular, por lo que su análisis conjunto resulta esencial para comprender la respuesta funcional del hueso [40].

Según [41], el hueso cortical es la capa externa alrededor del núcleo esponjoso del hueso, con aproximadamente un 5–17 % de porosidad. Esta superficie externa contribuye en gran medida a la resistencia global del hueso y está compuesta por una capa densa de tejido mineralizado [42].

El hueso trabecular, también denominado hueso esponjoso, se define como un tipo de hueso que se encuentra principalmente en el interior de los huesos y que soporta y distribuye las cargas mecánicas [43]. Asimismo, en [44] se señala que el hueso trabecular está formado por una red de trabéculas o espículas óseas que delimitan y sostienen la médula ósea. Estas descripciones indican que el hueso trabecular corresponde a una estructura interna altamente organizada que participa en la distribución de las cargas dentro del hueso.

3.6.2. Propiedades Mecánicas

Para el hueso trabecular, se presenta en [45] cómo se realizaron mediciones experimentales del módulo elástico mediante ensayos de compresión, los cuales fueron repetidos hasta que el valor difiriera en menos de un 1 % del ciclo anterior. Así, según los resultados obtenidos los autores concluyen que el hueso trabecular mandibular puede representarse como un material transversalmente isotrópico, dónde el eje de simetría está situado en la dirección infero-superior (la más debil). Además se observa una dependencia directa entre el módulo de elasticidad y la posición en la mandibula de donde se extrajo el hueso para las pruebas.

Considerando los resultados obtenidos en la posición del primer premolar derecho en la parte inferior y superior de la mandibula, se obtienen los valores para el

módulo de elasticidad, de corte y de Poisson observados en la Tabla 3.1.

En el caso del hueso cortical mandibular, en [46] explican que las propiedades medidas previamente por[47] mostraron un patrón anisotrópico que permitió simplificar el comportamiento mecánico hacia un modelo transversalmente isotrópico, ya que los módulos elásticos del hueso cortical mandibular en dos de las tres direcciones ortogonales (buco-lingual y vertical) no fueron significativamente diferentes.

A partir de esta observación experimental, se define el eje de simetría del material cortical en la dirección mesio–distal, mientras que el plano buco–lingual constituye el plano de isotropía elástica [46]. Los valores de módulo de elasticidad, de corte y de Poisson se encuentran en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1: Propiedades materiales utilizadas en el modelo transversalmente isotrópico (Figura 3.11) [46].

	Hueso Trabecular	**Hueso Cortical**
E_x (MPa)	1148	12600
E_y (MPa)	210	12600
E_z (MPa)	1148	19400
G_{xy} (MPa)	68	4850
G_{yz} (MPa)	68	5700
G_{xz} (MPa)	434	5700
ν_{xy}	0.010	0.300
ν_{zy}	0.055	0.390
ν_{zx}	0.322	0.390
ν_{yx}	0.055	0.300
ν_{yz}	0.010	0.253
ν_{xz}	0.322	0.253

3.6.3. Ley de Wolff

De acuerdo con la teoría del mechanostat propuesta por Frost en [48], el tejido óseo adapta continuamente su estructura en respuesta a los estímulos mecánicos generados por las cargas fisiológicas. Este mecanismo establece distintos umbrales de

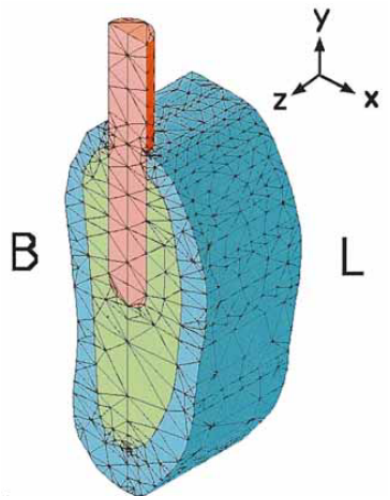


Figura 3.11: Modelo 3D y sistema de coordenadas utilizado para la definición de propiedades de la Tabla 3.1 [46].

micro deformación (microstrain, $\mu\varepsilon$) que determinan si el hueso experimentará pérdida de masa, mantendrá su equilibrio fisiológico, incrementará su formación o sufrirá daño por sobrecarga.

Cuando las deformaciones se mantienen por debajo de aproximadamente 50-100 $\mu\varepsilon$, predominan los procesos de remodelación por desuso, favoreciendo la reabsorción ósea debido a la insuficiencia del estímulo mecánico. En un rango intermedio, comprendido aproximadamente entre 100 y 1000 $\mu\varepsilon$, el tejido permanece en una condición de equilibrio, donde la formación y la reabsorción ósea se compensan mutuamente, manteniendo la arquitectura existente. A partir de deformaciones cercanas a 1000-1500 $\mu\varepsilon$ se supera el umbral de modelación (MESm), iniciándose la formación de nuevo tejido óseo con el objetivo de aumentar la resistencia estructural frente a las cargas aplicadas [48].

Si las deformaciones alcanzan valores cercanos a 3000 $\mu\varepsilon$ o superiores, se sobrepasa el umbral de microdaño (MESp), comenzando la acumulación de daño microscópico que puede exceder la capacidad normal de reparación del tejido. Finalmente, deformaciones del orden de 25 000 $\mu\varepsilon$ corresponden aproximadamente a la deformación de fractura del hueso cortical en adultos jóvenes, representando el límite de falla mecánica del tejido [48].

Tabla 3.2: Umbrales de deformación del tejido óseo según la teoría del Mechanostat de Frost [48].

Región	**Rango ($\mu\varepsilon$)**
Remodelación por desuso (MESr)	$<$ 50–100
Ventana fisiológica	100–1000
Inicio de modelación (MESm)	1000–1500
Inicio del microdaño (MESp)	$\approx$ 3000
Fractura (Fx)	$\approx$ 25000

Estos umbrales permiten relacionar directamente los resultados de deformación con la respuesta biológica del hueso.

3.6.4. Densidad Ósea

La densidad ósea es un factor determinante en implantología dental, ya que condiciona la distribución de tensiones y la estabilidad del sistema implante–hueso, influyendo directamente en el comportamiento biomecánico del tejido óseo [49].

La clasificación de la calidad ósea más utilizada corresponde a la decrita por Misch, quien divide el hueso en cuatro tipos principales (D1–D4) en función de su densidad y estructura interna (Figura 3.12) [50].

El hueso tipo D1 se caracteriza por estar constituido principalmente por hueso cortical denso, lo que le confiere una elevada rigidez y capacidad de soporte de carga . En contraste, el hueso tipo D2 presenta una combinación de hueso cortical poroso en la periferia y hueso trabecular grueso en el interior, lo que permite un equilibrio entre resistencia mecánica y capacidad de adaptación [50].

El hueso tipo D3 se define por la presencia de una capa cortical delgada y más porosa, junto con un núcleo de hueso trabecular fino, lo que reduce su rigidez en comparación con los tipos anteriores . Finalmente, el hueso tipo D4 corresponde al tejido óseo de menor densidad, compuesto principalmente por hueso trabecular fino, con escasa o nula presencia de cortical, lo que lo convierte en el tipo más desfavorable desde el punto de vista biomecánico [50].

En este contexto, la clasificación D1–D4 permite representar diferentes condiciones biomecánicas del hueso en modelos de elementos finitos, donde la calidad ósea se incorpora mediante la asignación de propiedades mecánicas equivalentes, particularmente el módulo de elasticidad, el cual varía en función de la densidad del tejido óseo.

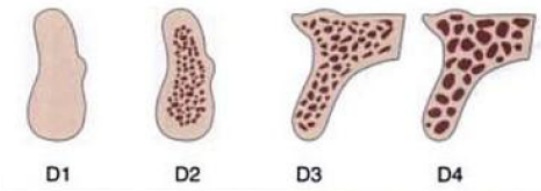


Figura 3.12: Densidades de hueso descritas por Misch [16].

3.6.5. Oseointegración

La oseointegración es el principio biológico fundamental que sustenta el éxito de los implantes dentales. Este concepto, desarrollado por Brånemark, describe la unión estable y duradera entre el hueso y la superficie del implante.

A lo largo de los años, se han propuesto diversas definiciones para describir el concepto de oseointegración. Brånemark la definió inicialmente como una conexión estructural y funcional directa entre hueso vivo organizado y la superficie de un implante endóseo sometido a carga. Posteriormente, la American Academy of Implant Dentistry amplió esta definición, señalando que la oseointegración corresponde al contacto establecido entre el hueso remodelado y el implante sin la presencia de tejidos no óseos interpuestos, permitiendo una transferencia y distribución sostenida de las cargas mecánicas hacia el tejido óseo. Más adelante, el Glosario de Términos de Prostodoncia la describió como la unión o conexión directa del tejido óseo con un material aloplástico biocompatible, sin la intervención de tejido conectivo entre ambas estructuras. En conjunto, estas definiciones coinciden en que la oseointegración corresponde a una unión íntima y estable entre el implante y el hueso circundante, condición indispensable para garantizar la estabilidad y el funcionamiento adecuado de la rehabilitación implantosoportada [51].

Desde el punto de vista biológico, la oseointegración corresponde a un proceso

de cicatrización ósea primaria que se inicia inmediatamente después de la instalación del implante. Tras su inserción en el tejido óseo, se produce la adsorción de agua, proteínas y otras moléculas biológicas sobre la superficie del implante, formando una capa que favorece la adhesión, migración y diferenciación celular. Posteriormente, proteínas de la matriz extracelular actúan como mediadores de la comunicación entre las células y la superficie implantaria, regulando procesos como la proliferación, supervivencia y expresión génica celular. Este conjunto de interacciones desencadena la formación de nuevo tejido óseo alrededor del implante y su progresiva integración con el hueso circundante. En los implantes de titanio, la presencia de una capa superficial de óxido de titanio favorece adicionalmente los procesos de biomineralización, permitiendo la adsorción de iones calcio y fosfato necesarios para la formación ósea. Una vez iniciado este proceso, la oseointegración evoluciona a través de tres etapas principales: la formación inicial de hueso inmaduro o tejido óseo entrelazado, la adaptación de la masa ósea mediante la formación de hueso lamelar (Figura 3.13) y, finalmente, la remodelación ósea que permite adaptar la estructura del hueso a las cargas funcionales transmitidas por el implante [51].

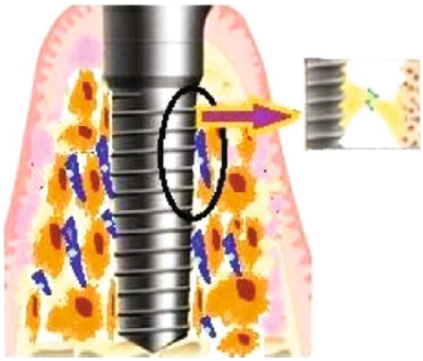


Figura 3.13: Formación de la conexión de hueso lamelar maduro con la superficie de titanio al finalizar la semana 12 desde su instalación [51].

El éxito de la oseointegración depende de la interacción de múltiples factores relacionados con el implante, el tejido óseo, la técnica quirúrgica y las condiciones de carga funcional. Debido a que la oseointegración es un proceso biológico complejo, cualquier alteración en alguno de estos factores puede afectar la estabilidad del implante y comprometer su desempeño a largo plazo [51].

3.7. Tejido Gingival

Los tejidos blandos periimplantarios desempeñan un papel fundamental en la protección y estabilidad biológica de los implantes dentales. Brånemark señaló que la oseointegración se alcanza cuando la mucosa periimplantaria cicatriza adecuadamente en la región, permitiendo sellar las estructuras de soporte del implante. Durante este proceso, el epitelio que rodea al implante presenta características morfológicas y fenotípicas similares a las observadas en los dientes naturales, actuando como una barrera protectora que cubre el tejido conectivo expuesto y contribuye al aislamiento de los tejidos profundos frente al medio oral. Asimismo, el tejido conectivo participa en la estabilidad de esta interfaz al limitar la migración apical del epitelio durante la cicatrización [52].

Los tejidos de la mucosa oral están sometidos a distintos niveles de fuerzas externas, especialmente durante la masticación. Bajo la acción de estas cargas, los tejidos blandos orales experimentan deformaciones elásticas de magnitud considerable. La capacidad de estos tejidos para deformarse y recuperar su forma original está influenciada por el espesor del epitelio y por el contenido de fibras de colágeno presentes en la submucosa, factores que determinan sus propiedades mecánicas [52].

Con el fin de caracterizar el comportamiento mecánico de los tejidos blandos orales, en [52] se realizaron ensayos de tracción sobre muestras de mucosa oral humana provenientes de distintas regiones bucales. Los resultados mostraron que la encía adherida presentó un módulo de elasticidad promedio de 37.36 ± 17.36 MPa, siendo el tejido más rígido de los analizados.

Las diferencias estructurales y mecánicas observadas en los tejidos blandos orales evidencian la necesidad de considerar propiedades específicas para cada región anatómica cuando se desarrollan modelos biomecánicos. En el caso de la encía periimplantaria, su función protectora, su participación en la estabilidad biológica del implante y su capacidad para deformarse bajo cargas funcionales justifican su inclusión en modelos de elementos finitos orientados al estudio del comportamiento mecánico de rehabilitaciones implantosoportadas. La incorporación de estas propiedades permite representar de forma más realista las condiciones clínicas y mejorar la predicción de las

tensiones y deformaciones generadas en los tejidos periimplantarios.

3.8. Fuerzas Oclusales

La fuerza de mordida constituye uno de los principales indicadores del estado funcional del sistema masticatorio. Esta capacidad depende de la interacción entre diversas estructuras craneomandibulares, incluyendo los músculos de la masticación, la articulación temporomandibular y la dentición, ya sea natural o rehabilitada mediante prótesis. Durante la masticación, las fuerzas generadas resultan de la interacción entre el sistema masticatorio y las propiedades físicas de los alimentos, produciendo cargas de magnitud variable que son transmitidas hacia los tejidos de soporte. Estas cargas presentan un comportamiento cíclico y multidireccional, pudiendo variar según el individuo y la actividad funcional realizada. En implantología, las fuerzas oclusales adquieren especial relevancia debido a que una sobrecarga mecánica puede afectar la estabilidad del implante y comprometer su éxito clínico. Además, se ha reportado que las fuerzas desarrolladas en la región posterior pueden alcanzar magnitudes aproximadamente tres veces superiores a las registradas en la región anterior, lo que convierte a los sectores molares en zonas de particular interés para el análisis biomecánico [53].

Entre los factores que influyen en estas cargas se encuentran la presencia de hábitos parafuncionales, la altura de la corona protésica, la dinámica masticatoria, la posición del implante dentro de la arcada, la dirección de las fuerzas aplicadas y las características de la arcada antagonista. Todos estos elementos pueden modificar el estado tensional que experimentan los componentes protésicos y los tejidos de soporte [16].

Además de las cargas funcionales, tal como se menciona en el párrafo anterior, existen fuerzas asociadas a hábitos parafuncionales como el bruxismo y el apretamiento dental. Estas se caracterizan por la aplicación repetida o sostenida de cargas durante períodos prolongados, generando condiciones mecánicas más exigentes para los implantes y sus componentes. Debido a su mayor duración y frecuencia de aplicación, las fuerzas parafuncionales han sido asociadas a un aumento del riesgo de complicaciones biomecánicas y a una mayor probabilidad de sobrecarga en los tejidos periimplantarios, lo cual se debe considerar al momento de aplicar el tratamiento [16].

Desde el punto de vista biomecánico, no solo es importante la magnitud de la fuerza aplicada, sino también su dirección. Las cargas axiales tienden a transmitirse de manera más favorable a lo largo del eje del implante, mientras que las cargas oblicuas o laterales generan componentes de flexión y momentos sobre el sistema implante-prótesis. Esto puede producir mayores concentraciones de tensión en el hueso periimplantario, en el pilar protésico y en el tornillo de fijación. Por esta razón, en los análisis biomecánicos mediante elementos finitos resulta necesario considerar cargas inclinadas que representen de mejor forma las condiciones reales de función masticatoria.

3.9. Éxito y fracaso de soluciones implantarias

El éxito de una solución implantaria no debe evaluarse únicamente por la permanencia del implante en boca, sino también por su capacidad para mantener una función estable y predecible a largo plazo. Diversos autores han señalado la necesidad de establecer criterios objetivos que permitan evaluar el desempeño de los implantes dentales mediante estudios clínicos longitudinales y evidencia científica sólida. En este contexto, la oseointegración ha sido reconocida como el principal mecanismo responsable de la estabilidad biológica y mecánica de los implantes, constituyendo la base sobre la cual se han desarrollado los criterios modernos de éxito implantario. [54].

Por otra parte, se señala que la evaluación del éxito no debe realizarse únicamente mediante observaciones puntuales, sino a través de un seguimiento prolongado en el tiempo. Esto se debe a que los cambios que ocurren en la interfaz hueso-implante pueden desarrollarse de manera gradual y no siempre ser detectables en etapas tempranas. Por esta razón, la movilidad clínica del implante y la respuesta ósea observada radiográficamente son consideradas variables fundamentales para determinar la estabilidad y el éxito de una rehabilitación implantosoportada [54].

En cuanto a los tejidos blandos, clínicamente se ha observado que las respuestas de los tejidos gingivales pueden verse influenciadas por diversos aspectos relacionados con la técnica implantológica, tales como la ubicación, orientación y altura del implante, el diseño de la prótesis y el mantenimiento realizado por el paciente. Aunque es posible evaluar y cuantificar los cambios gingivales mediante índices específicos, estos no parecen constituir un parámetro determinante para establecer el éxito de un implante

[54].

Lo anteriormente mencionado se puede resumir en los cinco criterios de éxito emitidos por Albrektsson y cols en 1986 y que se indican en [55]:

1. Movilidad menor de 1 mm en cualquier dirección.
2. Graduación de la radiotransparencia observada radiológicamente, pero sin definición de criterios de éxito.
3. Pérdida ósea no mayor de una tercera parte de la altura vertical del implante.
4. Inflamación gingival factible de tratamiento. Ausencia de síntomas de infección, ausencia de lesión a los dientes adyacentes, y ausencia de anestesia, parestesia o vulneración del canal mandibular o seno maxilar.

Con respecto a la longevidad de las rehabilitaciones implantosoportadas, estas han sido ampliamente documentadas en la literatura científica. En un estudio realizado por French et al., se evaluó el comportamiento clínico de 10 871 implantes dentales instalados en 4 247 pacientes, con períodos de seguimiento de hasta 22 años. Los resultados mostraron tasas acumuladas de supervivencia a nivel de implante de 98.5 % a los 5 años, 96.8 % a los 10 años y 94.0 % a los 15 años, evidenciando que los implantes dentales constituyen una alternativa terapéutica altamente predecible y duradera cuando se mantienen condiciones clínicas favorables [56].

Según se indica en [57], factores como la magnitud y dirección de las fuerzas oclusales, la presencia de cantiléveres extensos, los contactos prematuros y las actividades parafuncionales pueden generar condiciones de sobrecarga capaces de comprometer el comportamiento mecánico del sistema. Estas condiciones pueden favorecer la aparición de micromovimientos excesivos en la interfaz hueso-implante, dificultar la mantención de la oseointegración y aumentar la probabilidad de complicaciones mecánicas, tales como el aflojamiento o fractura de tornillos, fractura de componentes protésicos e incluso la fractura del implante. En consecuencia, la correcta distribución de las cargas y el control de los factores biomecánicos constituyen aspectos esenciales para preservar la estabilidad de los tejidos periimplantarios y maximizar la vida útil de las rehabilitaciones implantosoportadas.

En síntesis, el éxito de una solución implantaria depende tanto de la mantención de una adecuada oseointegración como de su capacidad para soportar las cargas funcionales a lo largo del tiempo. Por ello, la distribución de tensiones en los componentes protésicos y en los tejidos periimplantarios constituye un factor clave para la estabilidad y longevidad de la rehabilitación. En este contexto, el análisis biomecánico permite comprender mejor el comportamiento de los implantes frente a las cargas masticatorias y contribuir a la estimación de su desempeño a largo plazo.

3.10. Comportamiento mecánico de soluciones implantosoportadas

El comportamiento mecánico de una solución implantaria está determinado por la forma en que las cargas son transmitidas desde la restauración protésica hacia el implante y, posteriormente, al hueso circundante. El análisis de esta transferencia de fuerzas en la interfaz hueso-implante constituye un aspecto fundamental para comprender el éxito o fracaso de una rehabilitación implantosoportada. Tanto el implante como el tejido óseo deben trabajar dentro de un rango adecuado de solicitaciones mecánicas para mantener condiciones fisiológicas favorables. Una sobrecarga puede provocar reabsorción ósea o fallas mecánicas por fatiga en los componentes del sistema, mientras que una carga insuficiente puede favorecer la pérdida ósea asociada al desuso [58].

Durante la función masticatoria, los componentes protésicos se encuentran sometidos a combinaciones complejas de fuerzas verticales y horizontales. Sin embargo, no todos los componentes de carga generan el mismo efecto sobre la respuesta mecánica del sistema. Las fuerzas aplicadas en dirección axial tienden a ser de naturaleza compresiva y resultan más favorables para la estabilidad del implante y del hueso de soporte. En consecuencia, la forma en que las tensiones son transferidas hacia el tejido óseo periimplantario constituye uno de los factores biomecánicos más importantes para el desempeño y la supervivencia a largo plazo de las soluciones implantarias [58].

La combinación de fuerzas verticales y horizontales descrita en el párrafo anterior, provoca a su vez una combinación compleja de esfuerzos y deformaciones en los distintos componentes del sistema, incluyendo la corona, el pilar, el implante y los tejidos periimplantarios. Desde el punto de vista biomecánico, el análisis de estos permite

identificar regiones donde se producen que podrían comprometer la integridad estructural de los componentes o alterar la respuesta biológica de los tejidos circundantes.

Con el propósito de cuantificar estas solicitaciones, es necesario emplear parámetros que permitan describir el estado de esfuerzos y deformaciones presente en cada punto de la estructura analizada. Entre los más utilizados en biomecánica se encuentran los esfuerzos principales, el esfuerzo equivalente de Von Mises y las deformaciones unitarias (strain). Estos parámetros permiten evaluar la respuesta mecánica de los distintos materiales que componen una rehabilitación implantaria, así como estimar el riesgo de daño en los componentes protésicos y en los tejidos periimplantarios.

3.10.1. Esfuerzos principales

En un estado general de esfuerzos tridimensional, las tensiones que actúan sobre un punto del material pueden representarse mediante componentes normales y cortantes. Sin embargo, existe una orientación particular en la que los esfuerzos cortantes se anulan completamente, quedando únicamente esfuerzos normales. Las direcciones asociadas a esta condición reciben el nombre de direcciones principales y los esfuerzos normales que actúan sobre ellas se denominan esfuerzos principales [59].

Para un estado tridimensional de esfuerzos existen tres direcciones principales mutuamente ortogonales y, por consiguiente, tres esfuerzos principales, denominados generalmente como σ_1, σ_2 y σ_3. Estos representan los valores extremos de tensión normal que pueden existir en un punto del material y permiten describir el estado tensional de manera independiente de la orientación original del sistema de coordenadas [59].

Por convención, los esfuerzos principales se ordenan de manera que $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \sigma_3$ (Figura 3.14). El análisis de estos esfuerzos resulta de especial interés en ingeniería debido a que proporciona una descripción simplificada del estado de esfuerzos y facilita la evaluación del comportamiento mecánico de materiales y estructuras sometidos a cargas complejas. En el caso de las rehabilitaciones implantarias, los esfuerzos principales permiten identificar regiones sometidas a máximas tensiones de tracción o compresión, contribuyendo al análisis biomecánico de los tejidos periimplantarios y de los componentes protésicos [59].

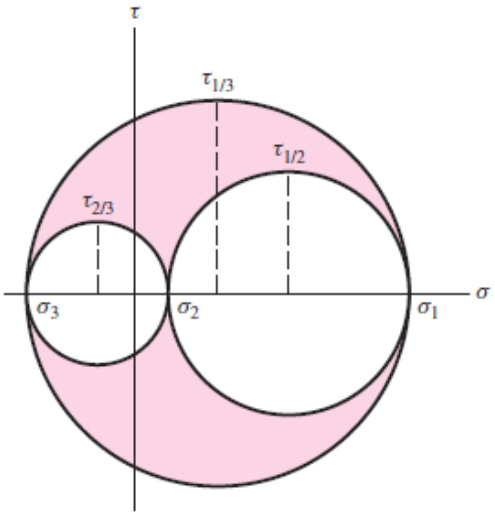


Figura 3.14: Círculo de Morh para el esfuerzo tridimensional [59].

3.10.2. Deformación unitaria elástica (Strain)

La deformación unitaria, corresponde a una medida de la variación relativa de longitud que experimenta un material cuando es sometido a una carga. En el caso de una deformación normal, ésta se define como la razón entre el cambio de longitud de un elemento y su longitud original. Dentro del rango elástico de comportamiento, la relación entre esfuerzo y deformación está descrita por la ley de Hooke (Ecuación (3.1)), la cual establece que ambas magnitudes son directamente proporcionales mediante el módulo de elasticidad o módulo de Young E [59].

$$\sigma = E\,\varepsilon \tag{3.1}$$

Cuando un material es sometido a una carga de tracción o compresión, no sólo experimenta deformación en la dirección de aplicación de la carga, sino también deformaciones laterales perpendiculares a ella. En materiales lineales, homogéneos e isotrópicos, estas deformaciones laterales están relacionadas con la deformación axial mediante la relación de Poisson (ν). Si la dirección axial es x, entonces las deformaciones unitarias laterales son $\varepsilon_y = \varepsilon_z = -\nu\varepsilon_x$ [59].

Para un elemento en esfuerzo sobre σ_x, σ_y y σ_z simultáneamente, las deformaciones normales están dadas por

$$\begin{aligned}\varepsilon_x &= \frac{1}{E}\left[\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)\right] \\ \varepsilon_y &= \frac{1}{E}\left[\sigma_y - \nu(\sigma_x + \sigma_z)\right] \\ \varepsilon_z &= \frac{1}{E}\left[\sigma_z - \nu(\sigma_x + \sigma_y)\right]\end{aligned} \tag{3.2}$$

En el ámbito de la biomecánica implantaria, el análisis de las deformaciones unitarias constituye una herramienta fundamental para evaluar la respuesta mecánica de los tejidos periimplantarios frente a las cargas funcionales. Tanto el hueso como la encía experimentan deformaciones como consecuencia de las tensiones generadas durante la masticación, las cuales dependen de la magnitud y distribución de los esfuerzos transmitidos por la rehabilitación. En particular, el estudio de las deformaciones en el tejido óseo permite analizar si las solicitaciones mecánicas se encuentran dentro de rangos compatibles con la remodelación ósea, mientras que en los tejidos blandos proporciona información sobre deformaciones excesivas y adaptación de estos a la solución implantaria.

3.10.3. Teorías de falla

Teoría de Von Mises

Para materiales dúctiles, la teoría de la energía de deformación máxima (Von Mises) predice que la falla por fluencia ocurre cuando la energía de deformación total por unidad de volumen alcanza o excede la energía de deformación por unidad de volumen correspondiente a la resistencia a la fluencia en tensión o en compresión del mismo material [59] .

Dado un estado general tridimensional de esfuerzos, el criterio de Von Mises permite obtener un esfuerzo equivalente capaz de representar dicho estado tensional mediante un único valor escalar dado por

$$\sigma' = \frac{1}{\sqrt{2}}\left[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6\left(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2\right)\right]^{1/2} \tag{3.3}$$

La fluencia del material ocurrirá entonces cuando

$$\sigma' \geq S_y \tag{3.4}$$

La relacion (3.4) resulta útil para el análisis biomecánico de los componentes de la solución implantosoportada que utilizan materiales dúctiles como el titanio.

Teoría del esfuerzo normal máximo

Para materiales frágiles, la teoría del esfuerzo normal máximo (ENM) estipula que la falla ocurre cuando uno de los tres esfuerzos principales es igual o excede la resistencia. Se colocan los esfuerzos principales de un estado general de esfuerzo en la forma ordenada $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \sigma_3$ y la teoría predice que la falla ocurre cuando

$$\sigma_1 \geq S_{ut} \qquad \text{o} \qquad \sigma_3 \leq -S_{uc} \tag{3.5}$$

donde S_{ut} y S_{uc} son resistencias a la tensión y a la compresión, respectivamente, dadas como cantidades positivas [59].

3.10.4. Fatiga y vida útil

Si bien la evaluación de la falla estática permite determinar si un componente es capaz de resistir una carga determinada sin experimentar deformación plástica, en diversas aplicaciones los materiales se encuentran sometidos a cargas repetitivas durante períodos de tiempo. Bajo estas condiciones, pueden desarrollarse mecanismos de daño progresivo que eventualmente conduzcan a la falla del material, aun cuando los esfuerzos aplicados sean inferiores a su límite de fluencia [60]. Este fenómeno, conocido como fatiga, resulta de especial interés en implantología oral debido a que los implantes y sus componentes están expuestos continuamente a cargas cíclicas generadas por la masticación y otras actividades funcionales, las cuales pueden influir significativamente en su desempeño y vida útil.

La resistencia de un material frente a cargas cíclicas suele evaluarse mediante la denominada curva esfuerzo-vida o curva S-N. Esta curva se obtiene experimentalmente sometiendo probetas a distintos niveles de esfuerzo máximo y registrando el número de ciclos necesarios para producir la falla en cada caso. Posteriormente, los resultados se representan gráficamente relacionando el esfuerzo máximo aplicado con el número de

ciclos hasta la fractura. Debido a que la cantidad de ciclos requerida para producir la falla puede alcanzar valores muy elevados, el número de ciclos se representa habitualmente en escala logarítmica [60].

En general, esfuerzos máximos elevados producen la falla del material tras un número relativamente bajo de ciclos, mientras que al disminuir la magnitud del esfuerzo aplicado aumenta la cantidad de ciclos necesarios para provocar la fractura. Esta tendencia continúa hasta alcanzar un valor conocido como límite de fatiga o límite de resistencia, definido como el nivel de esfuerzo para el cual la falla no ocurre aun cuando el material sea sometido a un número extremadamente elevado de ciclos de carga. En el caso de los aceros de bajo carbono, este límite de fatiga suele encontrarse aproximadamente en torno a la mitad de su resistencia última [60].

Para la aleación de titanio Ti-6Al-4V, utilizada en soluciones implantosoportadas como se mencionó previamente, el gráfico esfuerzo-vida se muestra en la figura 3.15.

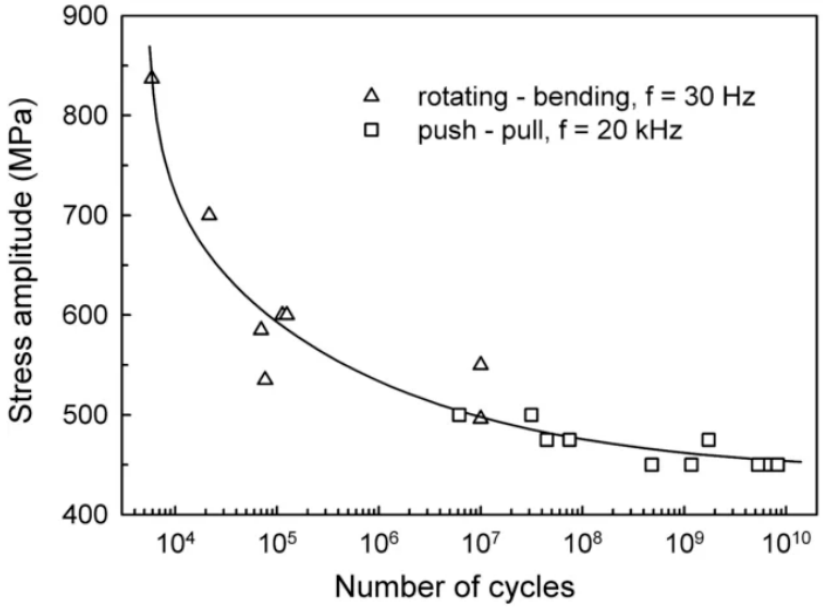


Figura 3.15: Curva S-n para la aleación Ti-6Al-4V [61].

La curva S-N permite relacionar la magnitud del esfuerzo aplicado con la vida útil del material, sin embargo, en diversas aplicaciones reales las cargas no varían de forma simétrica entre tracción y compresión. En estos casos, el ciclo de carga queda definido por un esfuerzo máximo $\sigma_{\text{máx}}$ y un esfuerzo mínimo $\sigma_{\text{mín}}$, siendo necesario

caracterizar tanto la amplitud de la fluctuación como el nivel promedio de carga al que se encuentra sometido el material. Para ello se utilizan los conceptos de esfuerzo alternante y esfuerzo medio (Ecuaciones (3.6) y (3.7)) respectivamente [59].

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{\text{máx}} - \sigma_{\text{mín}}}{2} \tag{3.6}$$

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{\text{máx}} + \sigma_{\text{mín}}}{2} \tag{3.7}$$

Además de la implementación de las ecuaciones (3.6) y (3.7), se hace necesario incorporar criterios que consideren el efecto combinado del esfuerzo medio y del esfuerzo alternante. Entre los métodos más utilizados para este propósito se encuentran los criterios de Goodman, Soderberg y Gerber [59].

Cada uno de ellos representa una aproximación distinta al comportamiento del material, siendo el criterio de Soderberg el más conservador, el de Gerber el menos conservador y el criterio de Goodman una solución intermedia.

El criterio de Soderberg se expresa mediante la Ecuación (3.8):

$$\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_y} = \frac{1}{n} \tag{3.8}$$

donde S_e corresponde al límite de fatiga del material, S_y al límite de fluencia y n al factor de seguridad.

Por su parte, el criterio de Goodman modificado considera la resistencia última del material y se expresa mediante la Ecuación (4.3):

$$\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_{ut}} = \frac{1}{n} \tag{3.9}$$

donde S_{ut} representa la resistencia última a la tracción del material.

Finalmente, el criterio de Gerber propone una relación parabólica entre el esfuerzo medio y el esfuerzo alternante, dada por la Ecuación (3.10):

$$\frac{n\sigma_a}{S_e} + \left(\frac{n\sigma_m}{S_{ut}}\right)^2 = 1 \tag{3.10}$$

Además de los criterios de fatiga, es común verificar la posibilidad de fluencia durante el primer ciclo de carga mediante el criterio de Langer cuando se evalúa fatiga mediante Goodman o Gerber. Este criterio considera la combinación del esfuerzo medio

y el esfuerzo alternante, estableciendo que la fluencia ocurre cuando la suma de ambos alcanza el límite de fluencia del material. Su expresión se muestra en la Ecuación (3.11) [59]:

$$\sigma_a + \sigma_m = \frac{S_y}{n} \tag{3.11}$$

donde S_y corresponde al límite de fluencia del material y n al factor de seguridad.

Considerando lo anterior, la evaluación mediante criterios de fatiga como Soderberg, Goodman y Gerber, junto con la verificación de fluencia mediante el criterio de Langer, es fundamental para estimar la confiabilidad de las soluciones implantarias y analizar su capacidad para mantener un funcionamiento seguro en el tiempo.

3.10.5. Método de elementos finitos

El estudio del comportamiento mecánico de estructuras biológicas, como se ha mencionado anteriormente, requiere analizar la respuesta de los tejidos frente a las cargas a las que están sometidos.

En estructuras simples con geometrías regulares y propiedades homogéneas es posible obtener soluciones exactas mediante métodos analíticos. Sin embargo, cuando la geometría, las propiedades del material o las condiciones de carga presentan una mayor complejidad, como ocurre habitualmente en estructuras biológicas, la resolución analítica del problema se vuelve impracticable. En estos casos, el Método de los Elementos Finitos (FEM) proporciona una solución aproximada mediante la subdivisión de una geometría compleja en un número finito de elementos de geometría simple, permitiendo analizar la distribución de esfuerzos y deformaciones generados por las cargas aplicadas [62].

La construcción de un modelo de elementos finitos comienza con la definición de la dimensionalidad del problema, pudiendo desarrollarse análisis unidimensionales, bidimensionales o tridimensionales. Una vez definida la dimensionalidad del problema, es necesario generar una representación geométrica de la estructura a analizar. Para ello pueden emplearse distintas técnicas de adquisición y reconstrucción geométrica, tanto automatizadas como manuales. Entre las técnicas automatizadas se encuentran el escaneo láser y la tomografía computarizada, las cuales permiten obtener modelos

digitales de alta resolución. La adecuada representación de la geometría constituye un aspecto fundamental en la construcción del modelo, ya que influye directamente en la capacidad del análisis para reproducir el comportamiento mecánico de la estructura real [62].

Una vez definida la geometría del modelo, ésta debe subdividirse en un número finito de regiones simples denominadas elementos finitos. Los elementos se encuentran conectados entre sí mediante nodos, formando una red continua conocida como malla. Los nodos corresponden a ubicaciones específicas del espacio donde se definen los grados de libertad del sistema y donde se calculan los desplazamientos generados por la aplicación de las cargas. Por su parte, los elementos constituyen las unidades básicas del modelo y contienen las relaciones matemáticas que permiten describir el comportamiento mecánico entre nodos adyacentes [62].

El tipo de elemento utilizado depende de la dimensionalidad del problema. En análisis bidimensionales es habitual emplear elementos triangulares o cuadriláteros, mientras que los modelos tridimensionales suelen utilizar elementos tetraédricos, prismáticos o hexaédricos. A medida que aumenta el número de nodos y elementos, el modelo es capaz de representar con mayor precisión la geometría y la distribución de esfuerzos y deformaciones. Sin embargo, este incremento también implica mayores requerimientos computacionales durante la resolución numérica [62].

Con el fin de equilibrar precisión y costo computacional, es común emplear mallas más refinadas en regiones donde se esperan concentraciones de esfuerzos o cambios geométricos significativos, manteniendo elementos de mayor tamaño en zonas menos críticas. De esta manera, es posible mejorar la calidad de los resultados sin incrementar innecesariamente el tiempo de cálculo y los recursos computacionales requeridos por el análisis [62].

Una vez generada la malla, es necesario asignar las propiedades mecánicas de los materiales que componen el modelo. En análisis biomecánicos, las propiedades más utilizadas son el módulo de elasticidad y la relación de Poisson [62]. Una de las principales ventajas del Método de los Elementos Finitos es la posibilidad de incorporar las propiedades mecánicas de los distintos tejidos en el modelo. Los materiales pueden considerarse isotrópicos, con propiedades iguales en todas las direcciones, o

anisotrópicos [62].

Además de la geometría, malla y propiedades de los materiales, un modelo de elementos finitos requiere la definición de condiciones de borde y cargas aplicadas. Las condiciones de borde corresponden a restricciones de desplazamiento o rotación que evitan movimientos rígidos del modelo y garantizan una solución única del problema; su correcta selección es fundamental, ya que pueden influir significativamente en los resultados obtenidos y, por ello, deben representar de manera adecuada las condiciones reales del sistema analizado. Por su parte, las condiciones de carga describen las acciones mecánicas que actúan sobre la estructura y se definen mediante su magnitud, dirección y punto de aplicación [62].

FInalmente, la respuesta mecánica del sistema se determina mediante la resolución de un conjunto de ecuaciones algebraicas que relacionan las fuerzas aplicadas, las propiedades mecánicas del modelo y los desplazamientos de los nodos.

La formulación general del problema puede expresarse mediante la ecuación

$$\{F\} = [K]\{D\} \tag{3.12}$$

donde $\{F\}$ corresponde al vector de fuerzas aplicadas, $[K]$ representa la matriz global de rigidez del sistema y $\{F\}$ corresponde al vector de desplazamientos nodales. La matriz de rigidez incorpora información tanto de la geometría como de las propiedades mecánicas de los materiales, permitiendo determinar la respuesta estructural frente a las cargas impuestas [62].

Una vez calculados los desplazamientos nodales, es posible obtener la distribución de deformaciones y, posteriormente, la distribución de esfuerzos mediante las relaciones constitutivas del material [62].

3.10.6. Justificación software ANSYS

ANSYS Mechanical es ampliamente utilizado en aplicaciones de ingeniería debido a su capacidad para realizar análisis estructurales mediante el Método de los Elementos Finitos, permitiendo evaluar esfuerzos, deformaciones y desplazamientos en sistemas sometidos a diferentes condiciones de carga. El software incorpora herramientas para modelado de materiales, definición de contactos lineales y no lineales,

generación de mallas y análisis de fatiga, lo que permite representar adecuadamente el comportamiento mecánico de sistemas complejos [63].

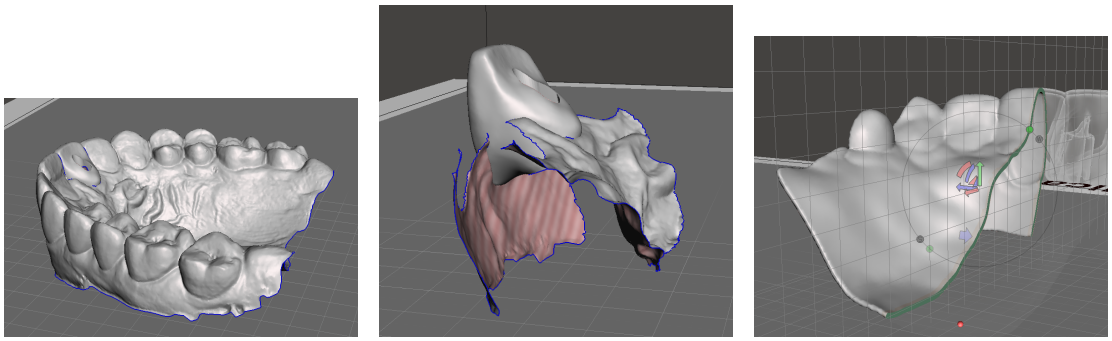
Estas capacidades son particularmente relevantes en el estudio biomecánico de soluciones implantarias, donde es necesario modelar la interacción entre implantes, componentes protésicos y tejidos biológicos, así como analizar la distribución de esfuerzos y deformaciones bajo cargas funcionales.

4. Metodología

4.1. Scanner intraoral

La geometría inicial de la arcada dentaria fue obtenida mediante un escaneo intraoral digital realizado por un profesional odontológico. Esta técnica permite capturar la morfología tridimensional de dientes y tejidos blandos mediante la adquisición de imágenes sucesivas que posteriormente son reconstruidas computacionalmente para generar un modelo tridimensional de alta resolución. El modelo obtenido fue exportado en formato STL para su posterior procesamiento y utilización en el desarrollo de los modelos geométricos empleados en las simulaciones numéricas.

Posteriormente, el archivo STL obtenido a partir del escaneo tridimensional fue importado en el software MeshMixer para realizar el tratamiento inicial de la geometría. Dado que el archivo correspondía a una malla superficial de la arcada dentaria y no a un sólido volumétrico, fue necesario realizar una etapa de limpieza y simplificación geométrica antes de su uso en el modelado CAD (Figura 4.1a). En primer lugar, se aisló la región anatómica de interés, correspondiente a la zona donde se ubicaría la corona protésica y los tejidos periimplantarios asociados. Para ello, se eliminaron manualmente las porciones de malla que no formarían parte del análisis, descartando sectores de la arcada completa y dientes circundantes que no eran relevantes para los objetivos de la simulación (Figura 4.1b).



(a) (b) (c)

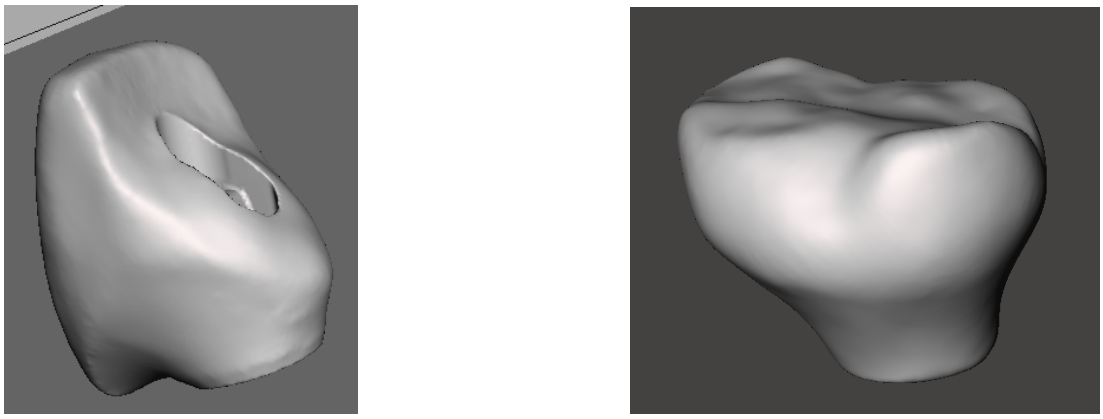
Figura 4.1: Proceso de obtención de la geometría: a) Malla superficie de arcada superior obtenida mediante scanner intraoral. b) Aislación de zona de interés. c) Corte transversal realizado en la zona de simulación.

El proceso de segmentación se realizó mediante cortes sucesivos sobre la superficie STL, eliminando fragmentos de malla hasta obtener una región localizada del modelo. Durante esta etapa, se efectuó además un corte transversal en la zona de interés, con el propósito de definir el contorno anatómico necesario para las etapas posteriores de reconstrucción geométrica. Este corte permitió extraer referencias de la silueta externa del tejido óseo y del tejido gingival, las cuales fueron utilizadas posteriormente como base para la generación de las geometrías asociadas a los tejidos periimplantarios (Figura 4.1c). El mismo proceso se realizó para el tratamiento de la zona anterior posterior (Figura 4.2).



Figura 4.2: Malla superficie de arcada superior para obtención de corona posterior.

A partir de la región aislada también se obtuvo la geometría inicial de la corona dental. Debido a que el archivo STL original contenía detalles superficiales propios del escaneo, incluyendo pequeños surcos e irregularidades que no aportaban de manera significativa al análisis biomecánico, se aplicó un proceso de suavización de malla sobre la corona. El objetivo de esta simplificación fue conservar la morfología funcional general de la pieza, manteniendo las características geométricas relevantes para la aplicación de cargas y el contacto oclusal, pero reduciendo detalles locales de carácter principalmente anatómico o estético. Esta operación permitió obtener una geometría menos irregular y de menor complejidad computacional, facilitando su posterior procesamiento en software CAD y disminuyendo el costo asociado a las etapas de mallado y simulación numérica (Figura 4.3).



(a) (b)

Figura 4.3: Mallas obtenidas para la corona: a) Incisiva superior. b) Posterior superior.

Finalmente, una vez aislada la región de interés, extraídas las referencias geométricas necesarias y suavizada la superficie de la corona, el modelo tratado fue exportado nuevamente en formato STL. Es importante destacar que todo el procedimiento descrito previamente, incluyendo la segmentación de la malla, la obtención de los contornos anatómicos de referencia y el suavizado de la geometría de la corona, se llevó a cabo de manera independiente tanto para la zona anterior como para la zona posterior, generando así dos conjuntos de modelos representativos de cada condición anatómica estudiada. Los archivos resultantes constituyeron la base geométrica para las etapas posteriores de reconstrucción y conversión a modelo sólido en Autodesk Inventor, donde se continuó con el desarrollo de los componentes necesarios para la simulación.

4.2. Modelado 3D

4.2.1. Tejidos biológicos

Para el modelado 3D se utilizó el software Autodesk Inventor. La reconstrucción de los tejidos de soporte se llevó a cabo importando la geometría de la sección transversal previamente trabajada en Meshmixer, y a partir de la silueta obtenida, se procedió a dibujar el contorno del tejido óseo que alojaría la solución implantosoportada (Figura 4.4a). Este procedimiento permitió generar una representación simplificada de la anatomía del hueso, manteniendo las dimensiones generales observadas en el modelo anatómico original.

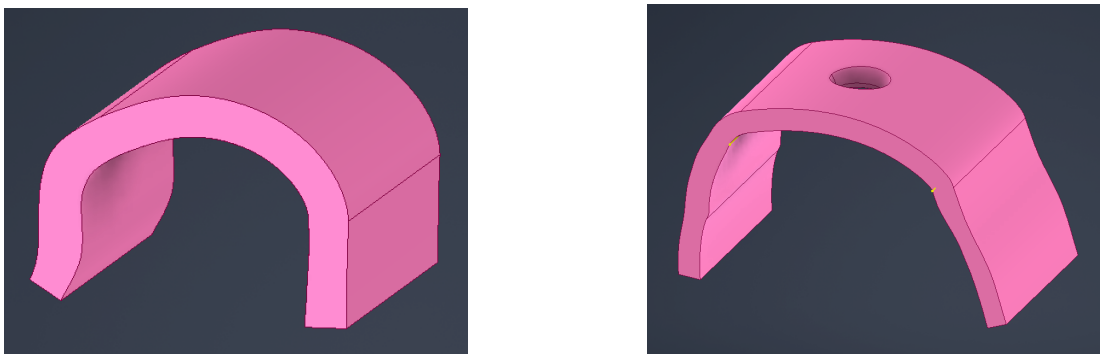


(a) (b) (c)

Figura 4.4: Proceso de modelamiento del maxilar superior en zonas de simulación: a) Dibujo de contorno según malla trabajada en Meshmixer. b) Hueso maxilar anterior modelado. c) Hueso maxilar posterior modelado.

Posteriormente, se aplicó la función offset sobre el contorno externo del hueso con el objetivo de definir el espesor de la capa cortical. El valor utilizado para este espesor fue de 0.8 mm para la zona maxilar anterior y 1.7 mm para la zona maxilar posterior [64]. Una vez obtenidos los contornos correspondientes al hueso cortical y al hueso trabecular, se realizó una operación de extrusión para generar el volumen tridimensional de ambos tejidos, transformando la geometría bidimensional inicial en un modelo sólido apto para su utilización en las etapas posteriores de ensamblaje y simulación numérica (Figura 4.4b y 4.4c).

Una vez generado el modelo sólido del tejido óseo, se procedió a la construcción de la geometría correspondiente al tejido gingival anterior y posterior que se observa en las Figuras 4.5a y 4.5b respectivamente. Para ello, se utilizó el contorno externo previamente definido para el hueso, sobre el cual se aplicó nuevamente la función offset con el fin de generar el espesor del tejido blando periimplantario. El valor utilizado para este espesor fue de 1.5 mm tanto para el tejido gingival anterior como posterior [65]. Luego de esto, la geometría resultante fue extruida para obtener un volumen sólido tridimensional representativo del tejido gingival, manteniendo la relación anatómica observada entre los tejidos duros y blandos de la zona de estudio .

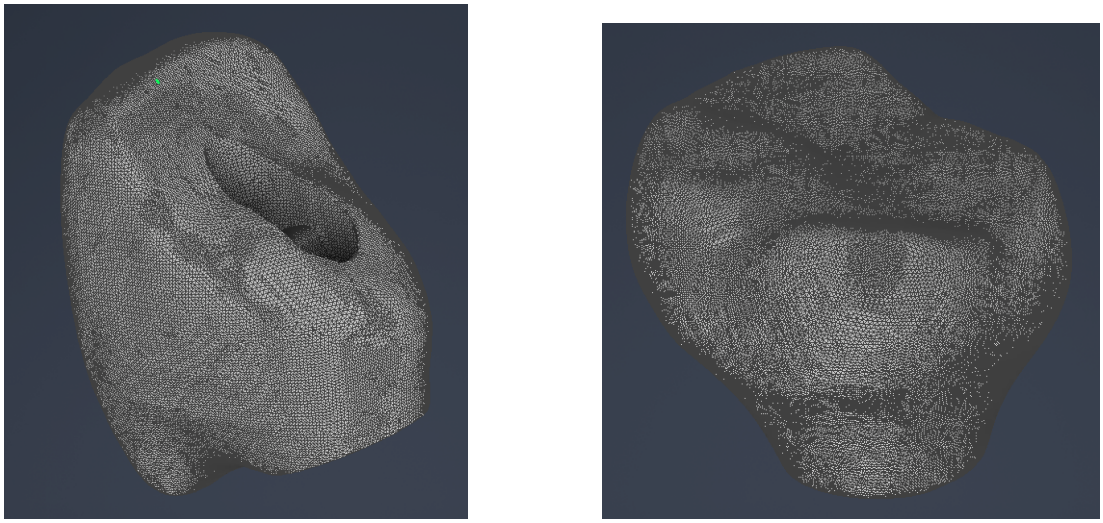


(a) (b)

Figura 4.5: Tejido gingival modelado 3D: a) Zona anterior. b) Zona posterior.

4.2.2. Componentes solución implantosoportada

La geometría de la corona dental fue obtenida a partir del archivo STL previamente procesado en MeshMixer. Esta malla fue importada en Autodesk Inventor, donde se aplicaron las herramientas de conversión disponibles en el software para transformar la superficie mallada en un cuerpo sólido. Este procedimiento permitió conservar la morfología general de la corona obtenida del escaneo original, generando simultáneamente una geometría compatible con las operaciones de modelado CAD, ensamblaje y simulación requeridas en las etapas posteriores del estudio (Figura 4.6).



(a) (b)

Figura 4.6: Coronas protésicas obtenidas: a) Incisivo superior. b) Posterior superior.

Para el modelado del implante y del pilar protésico se utilizaron como referencia componentes pertenecientes a la marca Straumann, especificamente del sistema de implantes BLX, cuya información geométrica fue obtenida a partir de la documentación técnica y del material gráfico disponible la página web oficial del fabricante.

Para el implante se utilizaron las medidas de la Figura 4.7 y una longitud nominal de 10 mm según medida comercial [66]. Una vez establecida la escala en las imágenes utilizadas para hacer el boceto en Autodesk Inventor, se reconstruyeron los perfiles característicos del implante mediante el trazado de sus contornos geométricos.

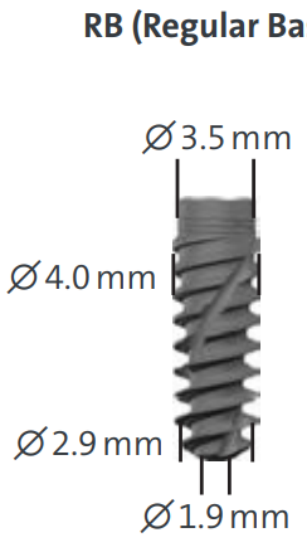


Figura 4.7: Dimensiones generales comerciales que se consideraron para modelado 3D [66].

Posteriormente, este perfil fue utilizado para crear el modelo 3D mediante operaciones de revolución, extrusión y generación de roscas, obteniéndose la geometría representativa del componente original. Este modelo de implante se utilizó para los ensambles tanto de la zona anterior como (Figura 4.8).

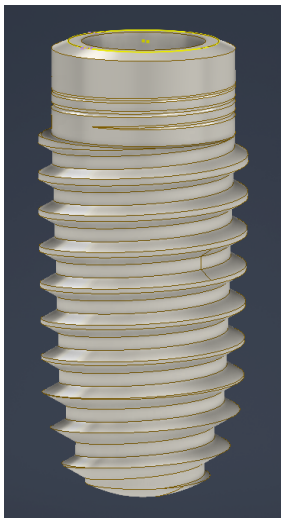


Figura 4.8: Implante modelado según dimensiones comerciales generales [66].

El mismo procedimiento fue aplicado al pilar protésico SSC, donde se consideró uno que fuese compatible con el tamaño de implante y conexión previamente modelada. Como las medidas que se usaron corresponden a una conexión tipo Base Regular/Base Ancha (RB/WB del inglés Regular Base/Wide Base), se toma como referencia un pilar RB/WB Variobase de 4.5 mm de diámetro y altura 5.5 mm [67]. Además, el cono de conexión implante - pilar tiene una inclinación de 7° [66] .

Considerando la Figura 4.9, se realizó el modelo 3D del pilar utilizando la misma técnica que para el implante: trazado de contornos, extrusiones y revoluciones según correspondía (Figura 4.10)



Figura 4.9: Figura de referencia para modelado 3D de pilar SSC [67].

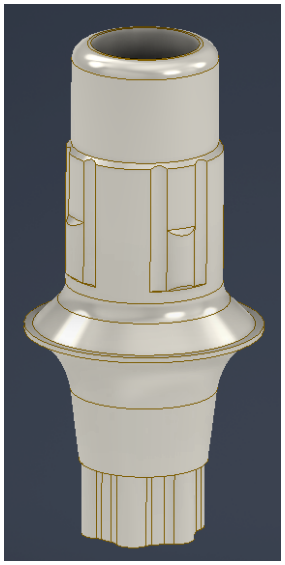


Figura 4.10: Pilar SSC modelado en Autodesk Inventor.

Al igual que para el pilar SSC, para el pilar ASC se tomó como referencia el pilar RB/WB Variobase con canal de tornillo angulado, 4.5 mm de diámetro y 5.5 mm de altura y una angulación máxima para la herramienta de apriete del tornillo de 25° (Figura 4.11). El modelo 3D realizado se observa en la Figura 4.12.



Figura 4.11: Figura de referencia para modelado 3D de pilar ASC [68]

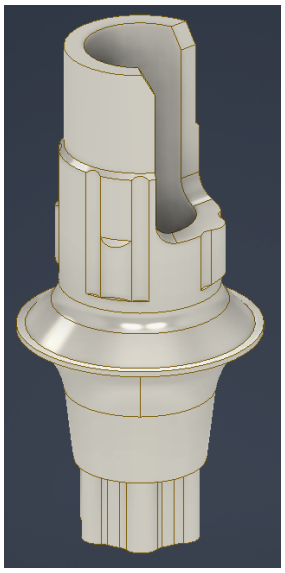


Figura 4.12: Pilar ASC modelado en Autodesk Inventor.

4.3. Ensamble

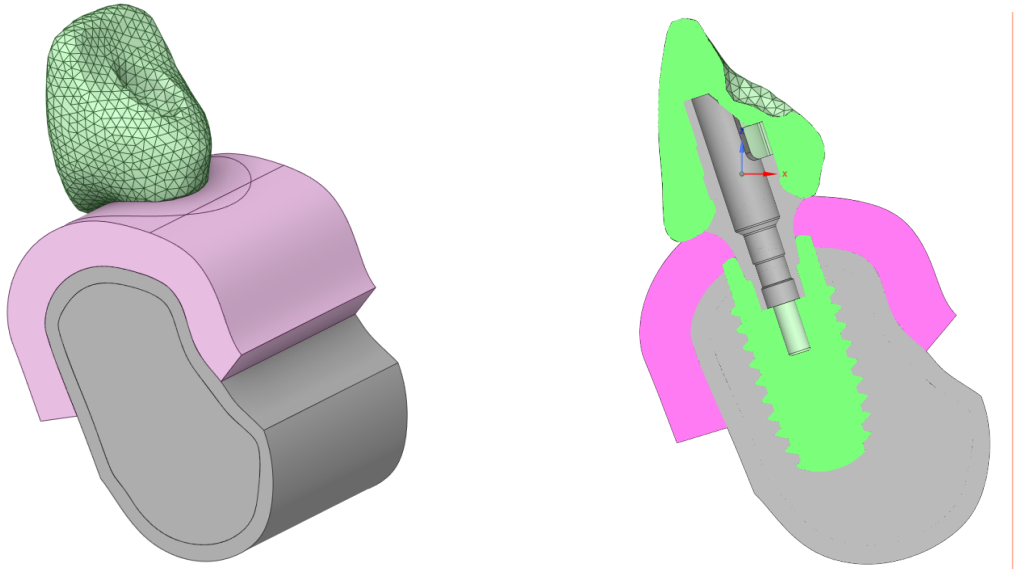
Una vez finalizado el modelado 3D de los tejidos biológicos y de los componentes protésicos, todas las geometrías fueron exportadas desde Autodesk Inventor en formato STL e importadas en ANSYS SpaceClaim para realizar el ensamblaje completo del sistema implantario. El procedimiento se llevó a cabo de la misma manera para los modelos correspondientes a la región anterior y posterior.

El proceso de ensamblaje comenzó con la importación del hueso maxilar, el cual fue utilizado como referencia principal para el posicionamiento del resto de los componentes. Posteriormente, se importó el implante y se ubicó perpendicularmente a la superficie del hueso, ajustando su posición hasta alcanzar la profundidad de inserción requerida. Debido a que el modelo óseo había sido generado inicialmente como un sólido continuo, fue necesario generar el alojamiento del implante mediante operaciones booleanas. Para ello, se utilizó la herramienta de detección de interferencias de SpaceClaim, usando la propia geometría del implante para sustraer material del hueso y obtener una cavidad con dimensiones coincidentes con la superficie del implante.

Una vez posicionado el implante, se incorporó el pilar respetando la configuración geométrica de la conexión definida en el modelado CAD. Posteriormente, se añadió el tejido gingival, el cual también requirió la generación de cavidades mediante operaciones booleanas para generar los vaciados provocados por el cuello del implante y del pilar. Además, se modificó el espesor inicial de la encía con el fin de obtener una representación anatómicamente más realista de los tejidos periimplantarios y su interacción con los componentes de la solución implantosoportada.

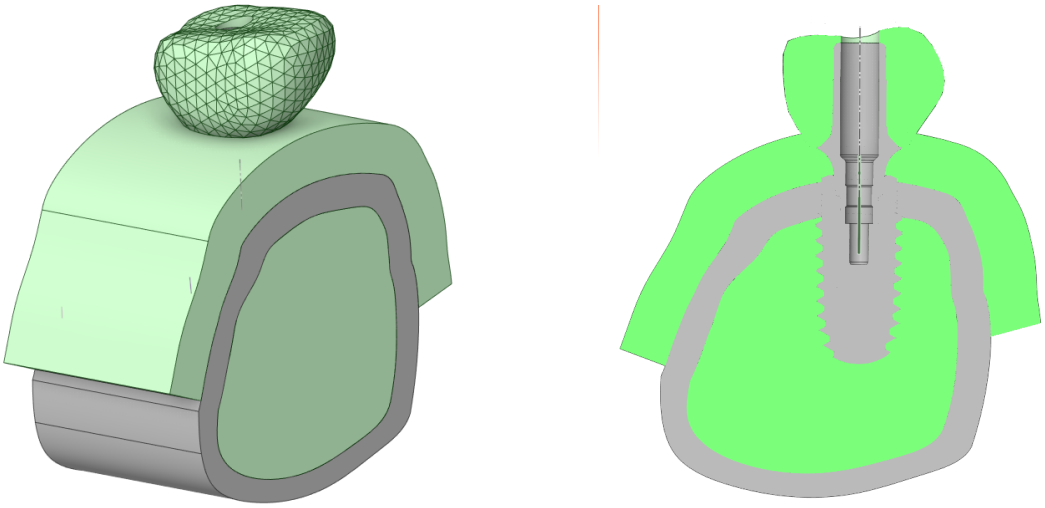
Finalmente, se incorporó la corona protésica al ensamblaje. Debido a que la geometría de la corona había sido generada inicialmente como un sólido macizo, fue necesario realizar una nueva operación de sustracción utilizando la geometría externa del pilar. De esta manera se generó el espacio interno requerido para el correcto acoplamiento entre ambos componentes. Este paso permitió reproducir de forma adecuada la configuración cemento-atornillada considerada en el presente estudio.

En cuanto a la preparación geométrica, se realizó una revisión completa del ensamblaje con el objetivo de identificar y corregir geometrías susceptibles de generar problemas numéricos durante las simulaciones. En particular, se suavizaron y redondearon aristas agudas mediante la incorporación de radios de acuerdo con las limitaciones geométricas de cada componente. Además, se faceteó la corona con la herramienta Shrinkwrap para disminuir el mallado que traía desde inventor y hacer la simulación menos pesada computacionalmente y se procedió a hacer el vaciado en el tejido gingival donde se asienta la corona.



(a) (b)

Figura 4.13: Ensamble 3D de solución implantaria con Pilar ASC y corona incisiva: a) Vista isométrica. b) Vista en corte transversal.



(a) (b)

Figura 4.14: Ensamble 3D de solución implantaria con Pilar SSC y corona molar: a) Vista isométrica. b) Vista en corte transversal.

El resultado de este proceso fue un ensamblaje geométricamente consistente y listo para las etapas posteriores de mallado y simulación numérica (ver Figuras 4.13 y

4.14).

4.4. Definición de materiales

Una vez completado el ensamblaje geométrico del sistema implantario, se procedió a la definición de las propiedades mecánicas de los materiales utilizados en las simulaciones mediante el módulo Engineering Data de ANSYS Workbench. Los materiales considerados en el estudio fueron zirconia para la corona protésica, aleación de titanio Ti-6Al-4V para los componentes metálicos del sistema implantario, hueso cortical, hueso trabecular y tejido gingival. Los valores específicos de las propiedades mecánicas asignadas a cada material fueron definidos a partir de los antecedentes bibliográficos presentados previamente en el marco teórico (ver Tabla 4.1).

Para la zirconia, la aleación Ti-6Al-4V y el tejido gingival se asumió un comportamiento elástico lineal isotrópico. En consecuencia, cada material fue definido mediante la incorporación de su módulo de elasticidad y relación de Poisson dentro de las propiedades de elasticidad isotrópica disponibles en ANSYS.

Por otra parte, el hueso cortical y el hueso trabecular fueron modelados considerando un comportamiento ortotrópico, con el objetivo de representar la dependencia direccional de sus propiedades mecánicas. Para ello, ambos materiales fueron definidos mediante la incorporación de sus correspondientes módulos de elasticidad y coeficientes de Poisson.

4.5. Simulación preliminar

Antes de implementar el modelo anatómico definitivo, se desarrollaron algunas simulaciones preliminares utilizando una geometría simplificada compuesta únicamente por el implante, el pilar y el hueso. El objetivo de estas simulaciones fue evaluar el comportamiento inicial del modelo, probar la condiciones de contacto y obtener una primera estimación de los requerimientos computacionales asociados al análisis.

Tabla 4.1: Propiedades mecánicas de los materiales utilizados en las simulaciones. Las propiedades mecánicas aquí descritas, fueron previamente mencioandas y citadas en la sección Marco Teórico.

Material	**Propiedad**	**Valor**	**Unidad**	**Modelo**
Titanio Ti-6Al-4V	E	110	GPa	Isotrópico
	ν	0.35	-	
	S_y	930	MPa	
Zirconia	E	205	GPa	Isotrópico
	ν	0.32	-	
	S_{ut}	990	MPa	
Tejido gingival	E	37.36	MPa	Isotrópico
	ν	0.45	-	
Hueso cortical	E_x	12600	MPa	Transv. isotrópico
	E_y	19400	MPa	
	E_z	12600	MPa	
	ν_{xy}	0.253	-	
	ν_{yz}	0.253	-	
	ν_{xz}	0.300	-	
	G_{xy}	5700	MPa	
	G_{yz}	5700	MPa	
	G_{xz}	4850	MPa	
Hueso trabecular	E_x	1148	MPa	Transv. isotrópico
	E_y	1148	MPa	
	E_z	210	MPa	
	ν_{xy}	0.322	-	
	ν_{yz}	0.010	-	
	ν_{xz}	0.010	-	
	G_{xy}	434	MPa	
	G_{yz}	68	MPa	
	G_{xz}	68	MPa	

Para estas simulaciones, la interfaz implante-hueso fue modelada mediante una condición de contacto tipo bonded, con el propósito de representar una situación de oseointegración completa. Por otra parte, la unión entre el implante y el pilar fue también definida mediante un contacto friccional con un coeficiente de fricción de 0.3 [69]. Sobre el pilar se aplicó una carga oblicua de 100 N inclinada 30° respecto al eje longitudinal del implante, reproduciendo una condición simplificada de la solicitación mecánica real. Además, se incluyó una conexión tipo viga que simula el tornillo de conexión y a la que se aplicó la pretensión de 330 N (Figura 4.15).

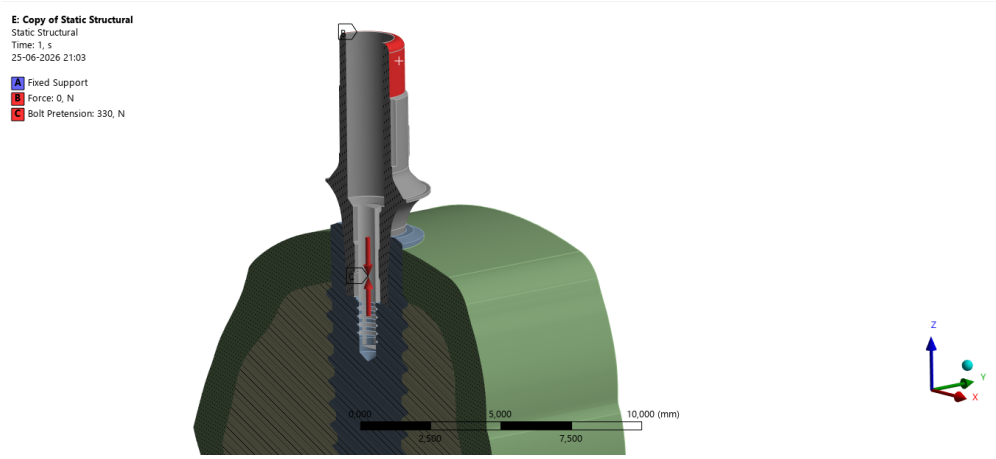
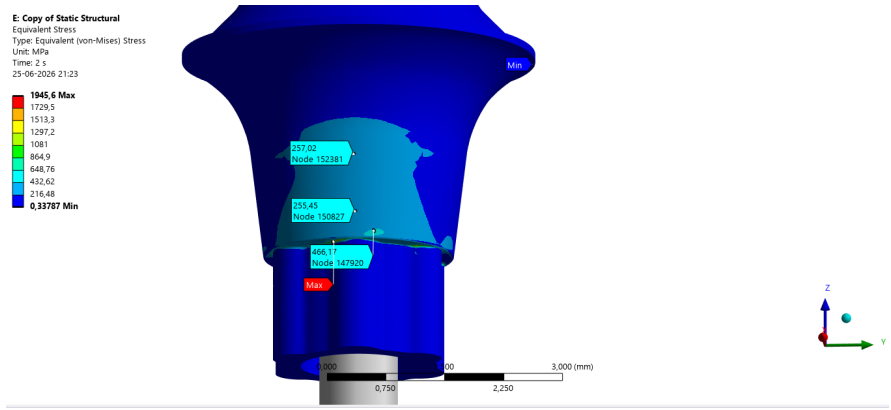
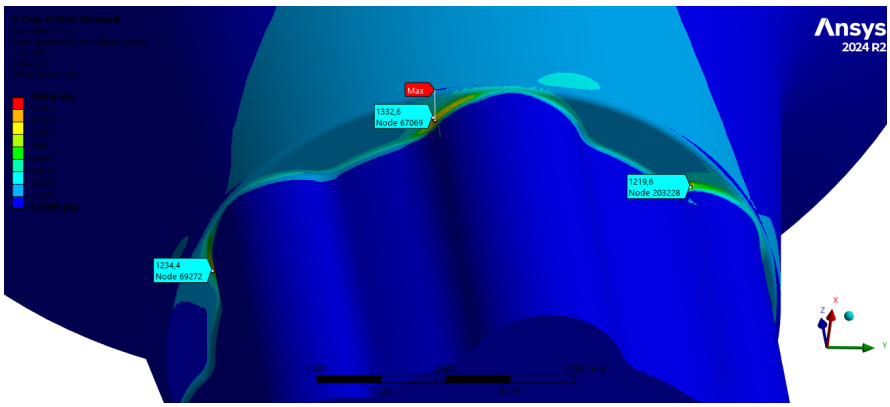


Figura 4.15: Ensamble y condiciones de borde de simulación simplificada.

En la distribución de esfuerzos del cono del pilar (Figura 4.16a) no se identificaron patrones anormales, sin embargo, el principal hallazgo obtenido durante estas simulaciones fue la identificación de una singularidad numérica localizada en la transición entre la conexión cónica del implante y la zona correspondiente a los lóbulos antirrotacionales. Específicamente, la singularidad se originó en los pequeños radios de curvatura existentes en la base de los lóbulos, donde la combinación de una geometría compleja y un tamaño de elemento insuficiente provocaba concentraciones artificiales de esfuerzo (Figura 4.16b). Este comportamiento permitió establecer que dicha región requería un refinamiento local considerable y una especial atención en la calidad de los elementos, con el propósito de representar adecuadamente la geometría y minimizar la aparición de errores numéricos asociados a la discretización.



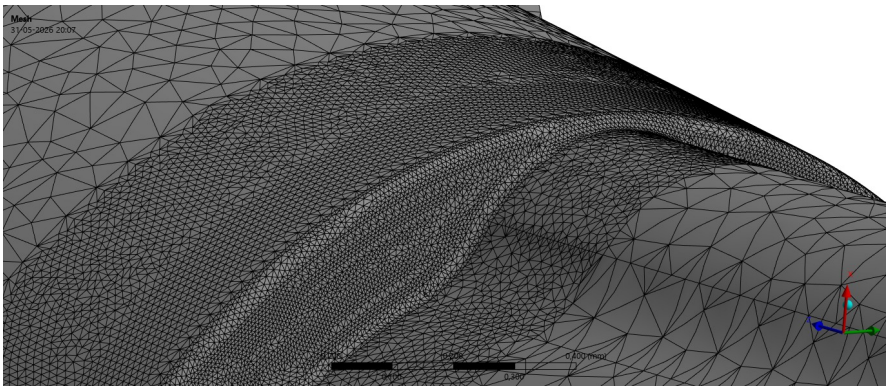
(a)



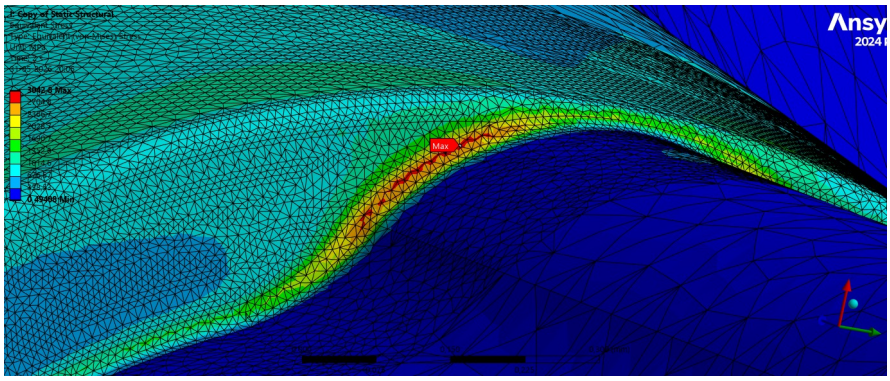
(b)

Figura 4.16: Distribución de esfuerzos en el pilar: a) Esfuerzos en el cono de conexión. b) Señalización de la singularidad en los lóbulos.

Durante esta etapa se implementaron diversas estrategias para reducir la singularidad identificada en la base de los lóbulos, entre ellas el refinamiento progresivo de la malla, la mejora de la calidad de los elementos en la región crítica y el ajuste de distintos parámetros asociados a la formulación del contacto, como la rigidez normal del contacto, sin embargo, no fue posible eliminar completamente este comportamiento numérico (Figura 4.17). Los resultados obtenidos evidenciaron que la singularidad persistía independientemente del nivel de refinamiento aplicado, indicando que su origen estaba principalmente asociado a la complejidad geométrica de la transición entre el cono y los lóbulos antirrotacionales.



(a)



(b)

Figura 4.17: Refinamiento realizado en la zona comprometiad: a) Singularidad observada. b) Mallado en la zona.

Considerando lo anterior, y con el objetivo de obtener un modelo numéricamente estable que permitiera evaluar el comportamiento mecánico global de la solución implantosoportada, se optó por simplificar la geometría de la conexión implante-pilar utilizada en las simulaciones definitivas. Esta simplificación consistió en reemplazar los lóbulos antirrotacionales por una conexión cilíndrica equivalente, eliminando así la geometría responsable de la singularidad numérica. la condición antirrotacional antes proporcionada por los lóbulos, ahora fue reproducida mediante la incorporación de una restricción de tipo Desplazamiento Remoto (Remote Displacement) que bloquea el giro del pilar alrededor de su eje longitudinal.

Adicionalmente, se identificó una segunda concentración localizada en la zona de apoyo entre el cono del pilar y el cono interno del implante, correspondiente al límite donde ambas superficies terminan su contacto. Esta observación permitió reconocer anticipadamente otra región crítica del modelo, la cual posteriormente fue considerada

dentro de la estrategia de refinamiento de malla y del análisis de singularidades desarrollado para las simulaciones definitivas. Además, la misma singularidad detectadas en los lóbulos del pilar, fue observada en los lóbulos del implante. (Figura 4.18)

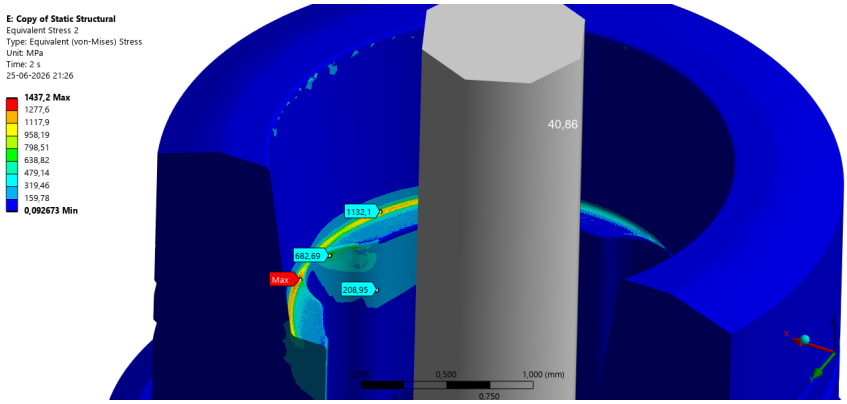


Figura 4.18: Distribución de esfuerzos en la zona interna de la conexión del implante. Se aprecian ambas singularidades mencionadas: en la zona de los lóbulos y en la parte superior del cono.

Finalmente, estas simulaciones preliminares permitieron obtener una primera estimación del tamaño de malla requerido para representar adecuadamente la geometría del conjunto, así como del costo computacional asociado al problema. En particular, se obtuvo una discretización aproximada de $809\ 793$ elementos y un tiempo de resolución cercano a 17 min., información que resultó de utilidad para planificar las simulaciones posteriores y definir estrategias de refinamiento para optimizar tiempos.

4.6. Definición de contactos en Ansys Mechanical

La definición de las interacciones entre los distintos componentes del modelo se realizó mediante el módulo Connections de ANSYS Mechanical. Inicialmente, se empleó la herramienta Crear Conexiones Automáticas (Create Automatic Connections), la cual genera de forma automática las regiones de contacto entre las superficies que se encuentran en proximidad geométrica dentro del ensamblaje. Posteriormente, cada una de las conexiones detectadas fue revisada y modificada manualmente de acuerdo con las características físicas y biomecánicas que se buscaba representar en el modelo. Cabe destacar que la metodología descrita en este capítulo aplica para ambos ensambles

analizados, independiente de qué imágenes se utilicen para su explicación.

La interfaz entre el implante y el tejido óseo fue definida mediante contactos de tipo Bonded con el propósito de representar oseointegración completa (Figura 4.19 y 4.20). Además, la interacción entre el implante y el tejido gingival fue modelada mediante una condición de contacto No Separación (No Separation). Esta configuración permite el deslizamiento tangencial entre las superficies, pero impide su separación normal, y su selección se fundamenta en la función biológica del tejido gingival alrededor del implante, donde se establece una unión que contribuye al sellado periimplantario y a la protección de tejidos profundos ante el medio oral (Figura 4.21).

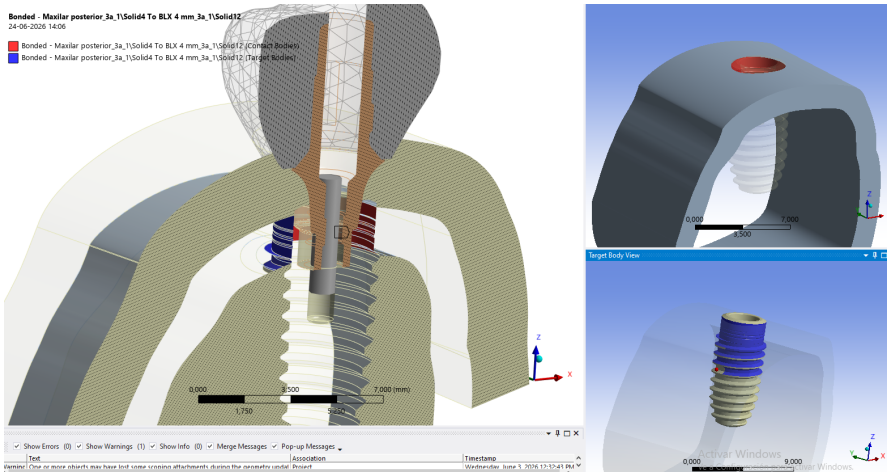


Figura 4.19: Contacto implante-hueso cortical.

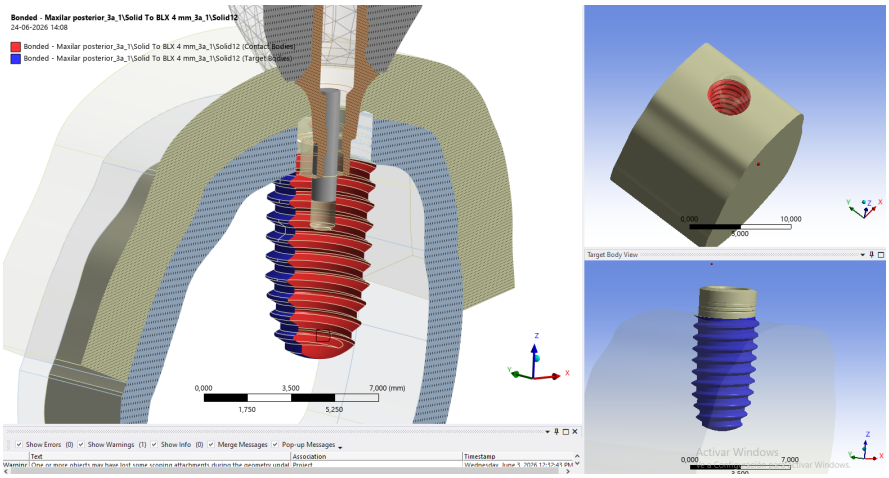


Figura 4.20: Contacto implante-hueso trabecular.

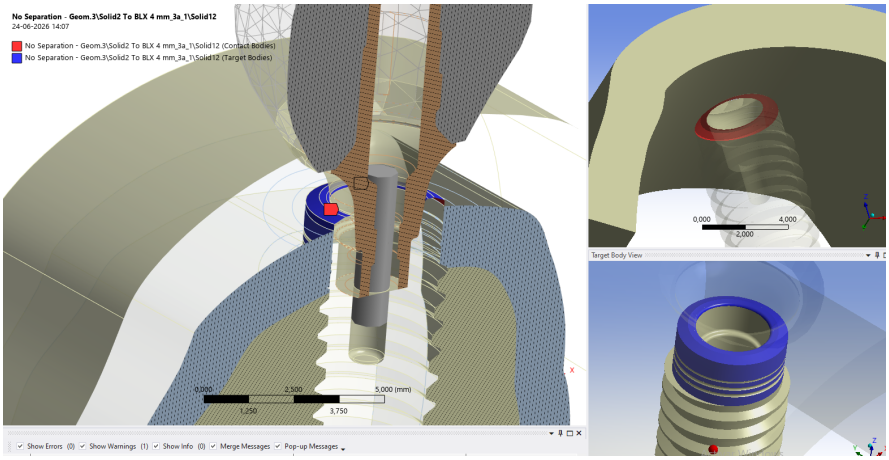
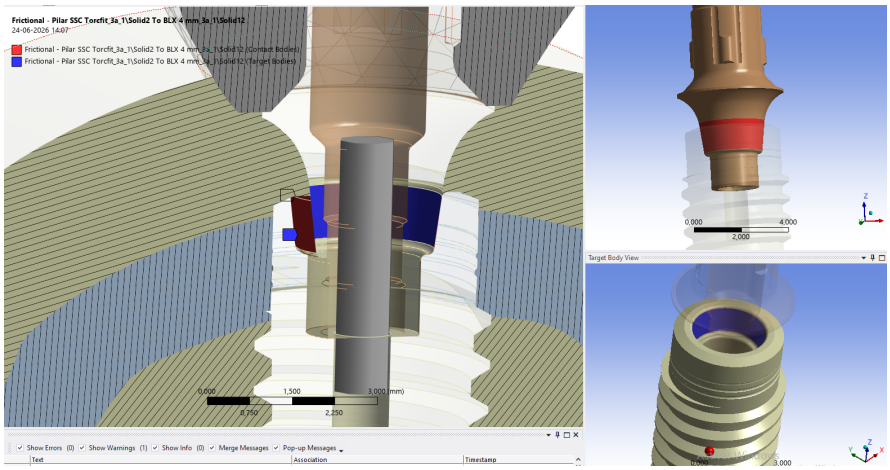
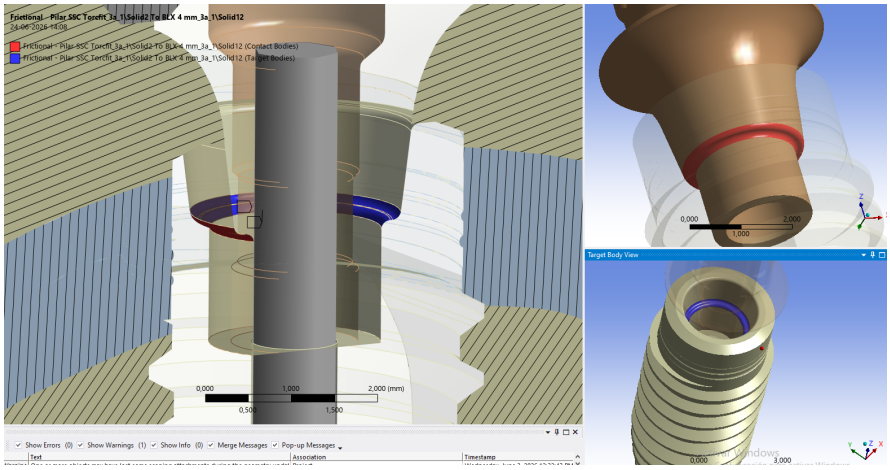


Figura 4.21: Contacto Implante-Tejido gingival.

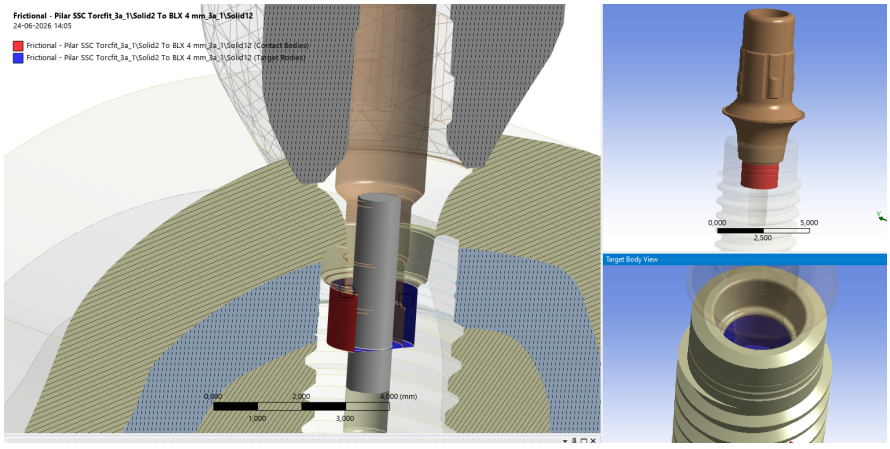
Por otra parte, la conexión entre el implante y el pilar protésico fue definida mediante un contacto de tipo Friccional (Frictional) con un coeficiente de fricción de 0,3 y formulación Lagrangiano Aumentado (Augmented Lagrange) [69]. Esta condición fue aplicada desde la superficie cónica de conexión hasta la región cilíndrica equivalente utilizada en el modelo simplificado. La utilización de un contacto friccional permite representar la transferencia de carga existente entre ambos componentes, considerando simultáneamente la posibilidad de transmisión de esfuerzos mediante presión y fricción entre las superficies acopladas (Figura 4.22).



(a)



(b)



(c)

Figura 4.22: Contacto Implante-Pilar: a) Zona cónica. b) Zona de transición. c) Zona cilíndrica.

Además de la interacción previamente descrita entre el implante y el pilar, este último presenta una interfaz de contacto con el tejido gingival a nivel cervical. Esta interacción fue modelada mediante un contacto de tipo Sin Fricción (Frictionless) permitiendo la separación de las superficies cuando las condiciones mecánicas así lo requieran (Figura 4.23).

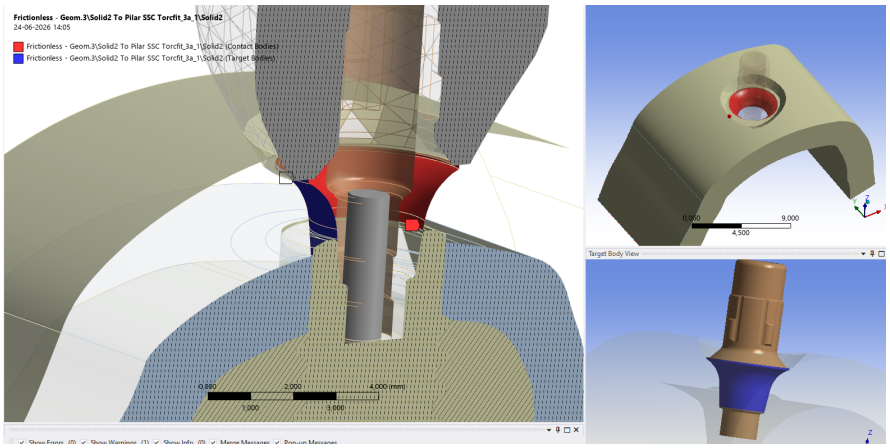


Figura 4.23: Contacto Pilar-Tejido gingival.

En cuanto a la unión entre el pilar y la corona, esta fue definida mediante un contacto de tipo Adherido (Bonded) para representar la unión cementada existente entre ambos componentes en la solución protésica analizada (Figura 4.24).

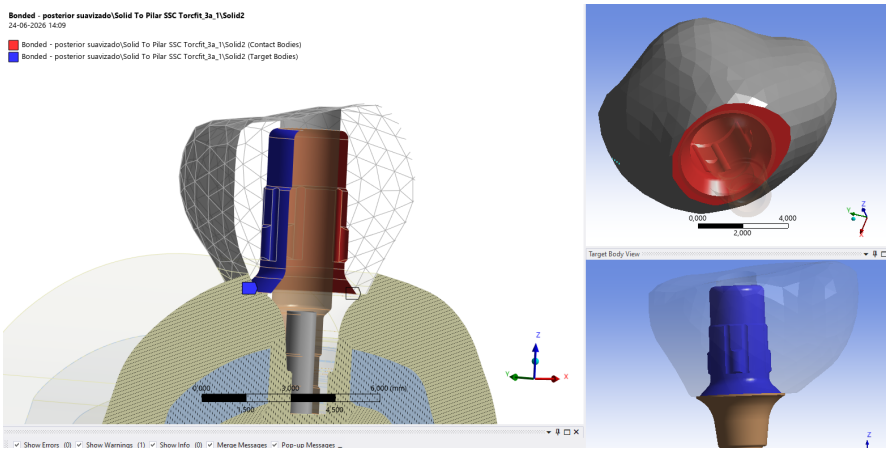


Figura 4.24: Contacto Pilar-Corona.

Respecto de la corona protésica, además de la unión cementada previamente

descrita, se definió una interacción con el tejido gingival mediante un contacto de tipo Sin Fricción (Frictionless). Esta condición fue seleccionada debido a que la corona se encuentra apoyada sobre los tejidos blandos periimplantarios, pero sin establecer una unión permanente con ellos. En consecuencia, la formulación permite el contacto entre ambas superficies y la transmisión de presiones normales, manteniendo la posibilidad de separación cuando las condiciones de carga lo requieran (Figura 4.25).

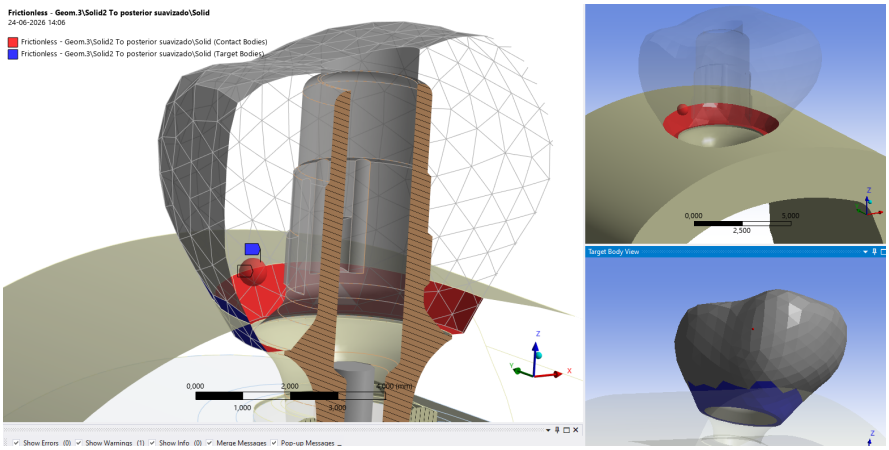


Figura 4.25: Contacto Corona-Gingival.

Finalmente, el tejido gingival fue unido al hueso cortical mediante una condición de contacto Adherido (Bonded). Esta permite representar la continuidad mecánica existente entre ambos tejidos dentro del modelo, evitando movimientos relativos en la interfaz y favoreciendo la estabilidad numérica de las simulaciones (Figura 4.26).

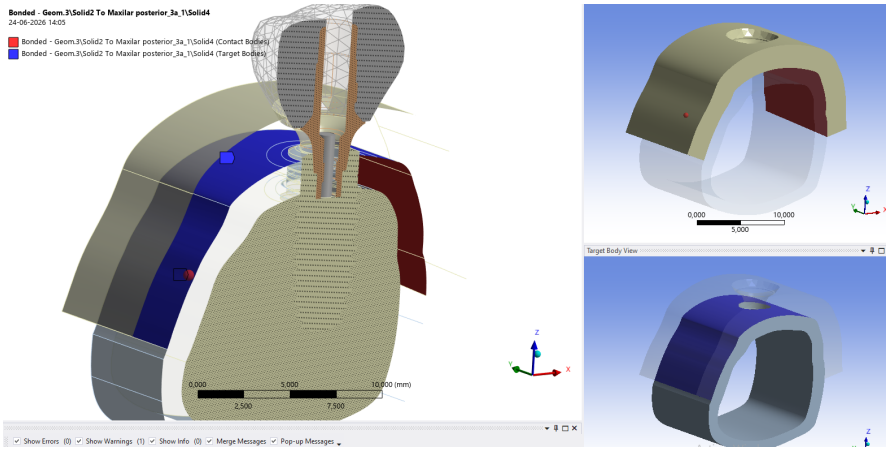


Figura 4.26: Contacto Gingival-Cortical.

Con el objetivo de reducir la complejidad geométrica y numérica de las simulaciones, el tornillo de unión entre el implante y el pilar no fue modelado explícitamente mediante una geometría tridimensional detallada. En su lugar, se empleó una representación simplificada utilizando un elemento de conexión tipo viga (Beam Connection) disponible en el módulo de Conexiones (Connections) de ANSYS Mechanical.

La unión fue definida mediante una sección transversal circular de 0.5 mm de radio y una longitud de 4.5 mm, dimensiones representativas de la geometría general del tornillo real y obtenidas utilizando como referencia imágenes y medidas conocidas disponibles en la página web de Straumann usadas previamente en el modelamiento tridimensional del pilar e implante. Este elemento fue conectado entre el implante y el pilar mediante puntos remotos, permitiendo reproducir la función estructural del tornillo dentro del ensamble (Figura 4.27).

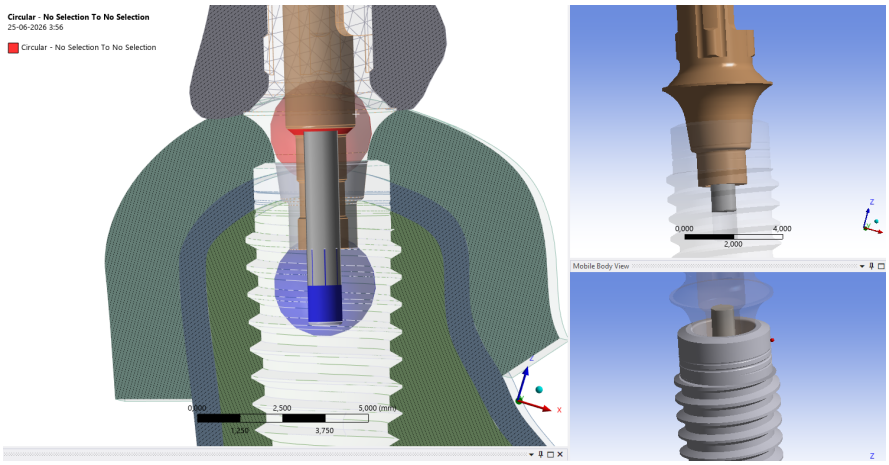


Figura 4.27: Conección tipo *Beam* para representación de tornillo de sujeción.

De esta forma, el conjunto de contactos definidos permite reproducir las principales interacciones entre los componentes protésicos y los tejidos periimplantarios considerados en el estudio. En la Tabla 4.2 se exponen de manera resumida los contactos utilizados tanto para la simulación del pilar SSC como del ASC.

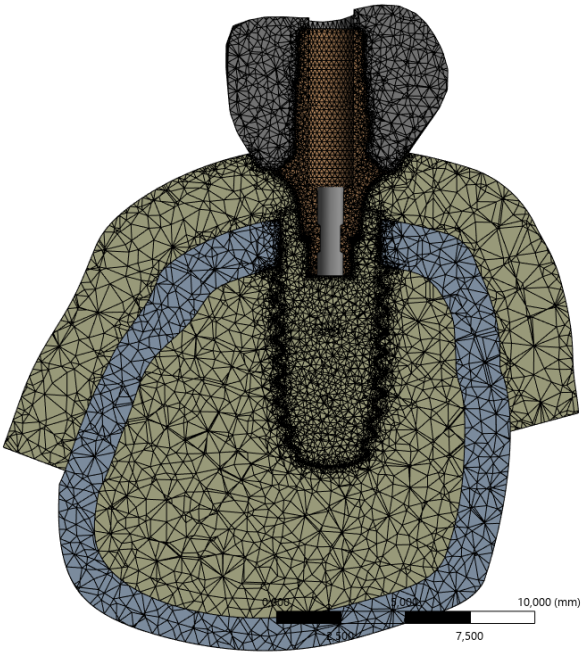
Tabla 4.2: Configuración de contactos utilizada en el modelo de elementos finitos.

Interfaz	**Tipo**	**Formulación**	**Parámetro adicional**
Implante - Hueso cortical	Bonded	Program Controlled	-
Implante - Hueso trabecular	Bonded	Program Controlled	-
Implante - Encía	No Separation	Augmented Lagrange	-
Implante - Pilar	Frictional	Augmented Lagrange	μ = 0,3, NSF = 0.1 Behavior = Assymetric
Pilar - Encía	Frictionless	Augmented Lagrange	-
Pilar - Corona	Bonded	Program Controlled	-
Corona - Encía	Frictionless	Augmented Lagrange	-
Encía - Hueso cortical	Bonded	Program Controlled	-

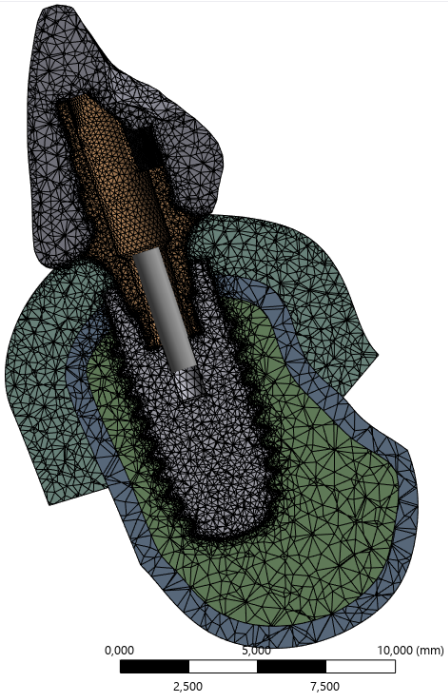
Adicionalmente, en todas las interfaces de contacto definidas en el modelo se activó la opción de Actualizar la rigidez en cada iteración (Update Stiffness Each Iteration). Esta configuración permite que la rigidez efectiva asociada a cada contacto sea recalculada durante cada iteración del proceso de equilibrio, lo que resulta útil en análisis no lineales con multiples contactos, mejorando la estabilidad numérica y favoreciendo la convergencia.

4.7. Mallado de la geometría

La discretización del modelo se realizó en ANSYS Mechanical mediante elementos tetraédricos de segundo orden utilizando el método de mallado Patch Conforming. Esta configuración fue aplicada a todos los componentes del ensamble, incluyendo la corona, el pilar, el implante y los tejidos periimplantarios. La selección de elementos cuadráticos permitió representar con mayor precisión las superficies curvas y las variaciones geométricas presentes en las distintas estructuras analizadas, mientras que el método Patch Conforming facilitó la generación de una malla compatible con la complejidad geométrica del modelo que generan los cambios de sección y radios de curvatura pequeños (Figura 4.28).



(a)

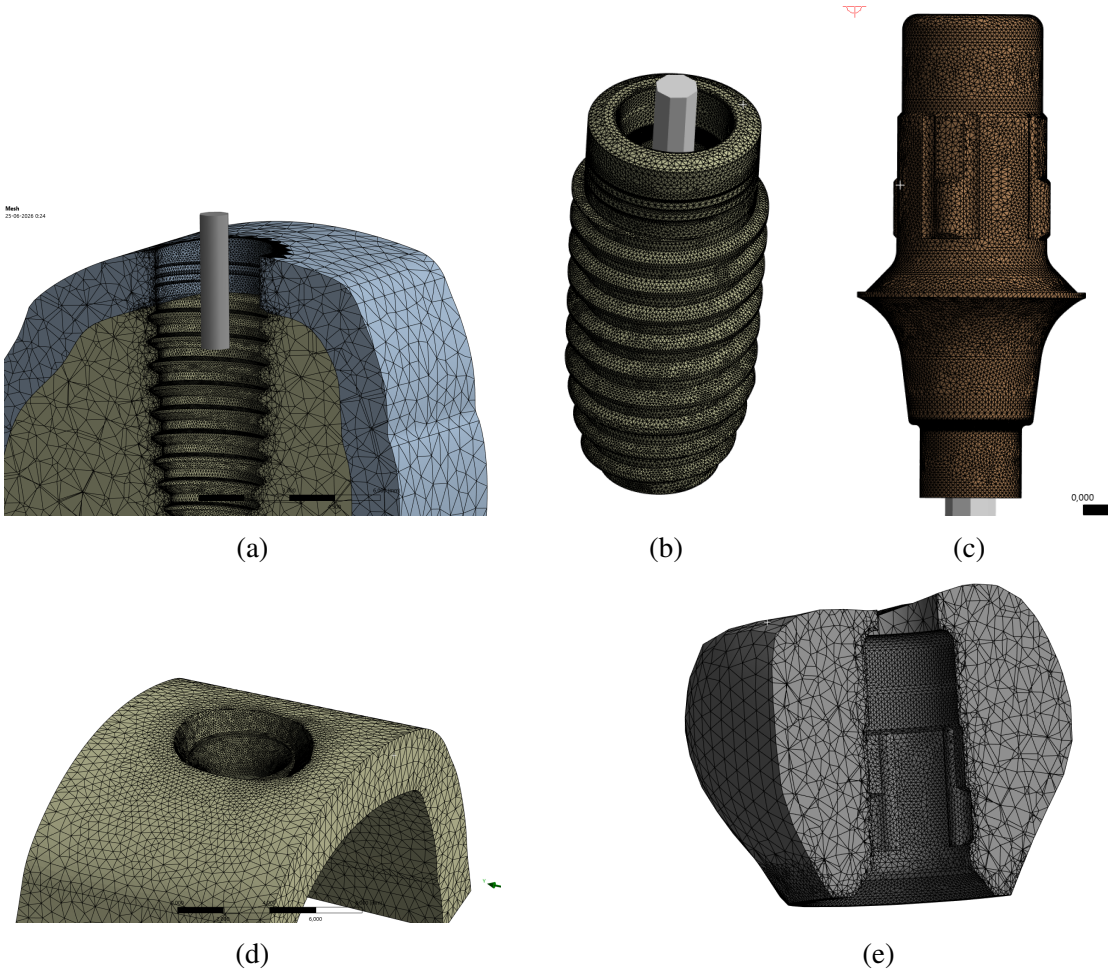


(b)

Figura 4.28: Mallado del ensamble para: a) Zona posterior. b) Zona anterior.

La estrategia de mallado se basó en la combinación de controles globales y refinamientos locales. Los refinamientos fueron aplicados principalmente en las interfaces de contacto entre los distintos componentes del sistema, debido a que estas regiones constituyen zonas críticas para la transferencia de carga y para la correcta lectura de las condiciones de contacto definidas previamente. De igual manera, se incorporaron refinamientos específicos en aquellas regiones donde se esperaba la aparición de grandes esfuerzos y deformaciones, con el objetivo de mejorar la resolución de los resultados.

En las Figuras 4.29 y 4.30 se observa, respectivamente, el mallado de cada componente del montaje posterior y anterior con las zonas refinadas según corresponde.



(a) (b) (c)

(d) (e)

Figura 4.29: Mallado de geometrías montaje posterior: a) Hueso. b) Implante. c) Pilar. d) Tejido gingival. e) Corona SSC.

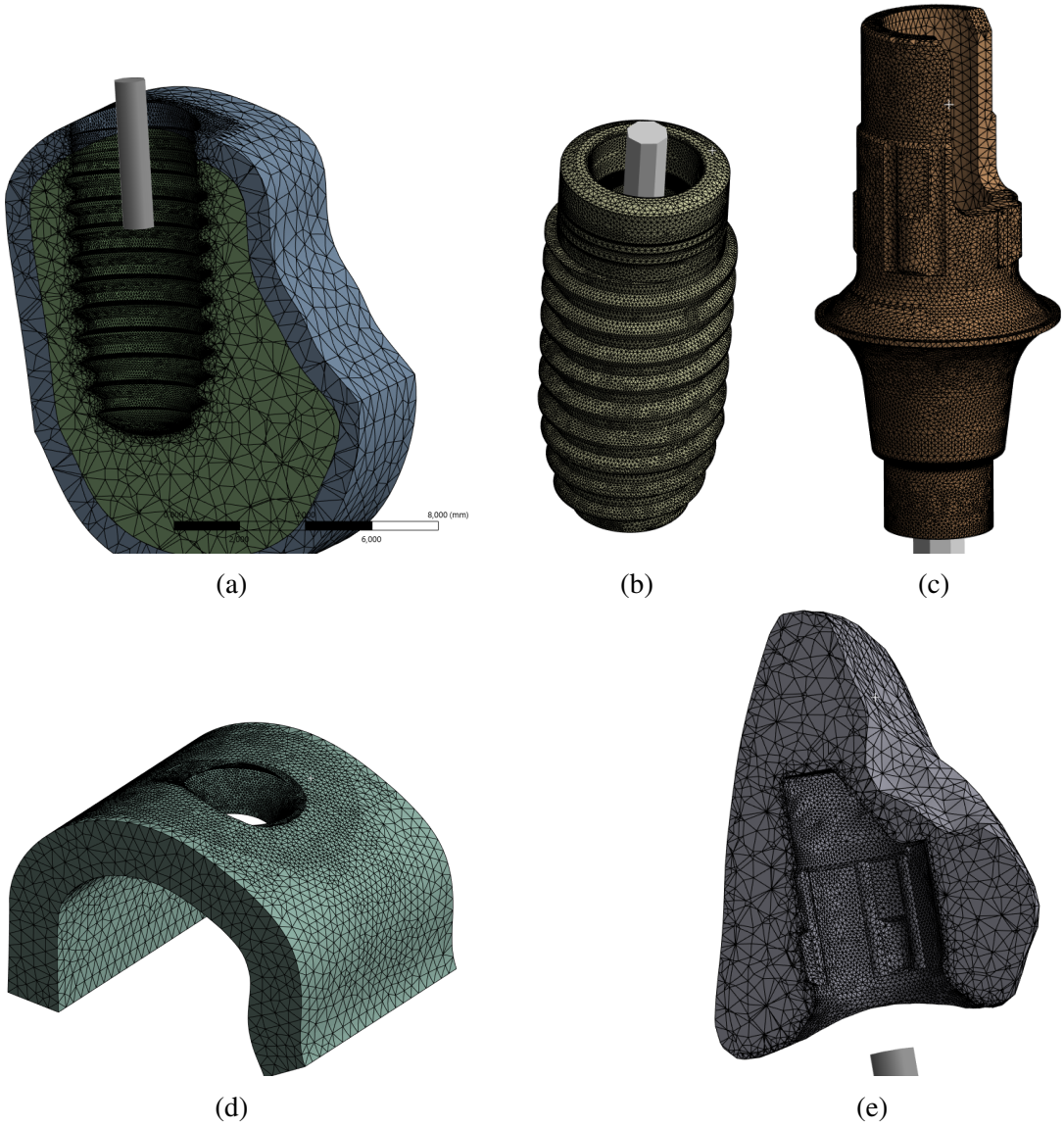


Figura 4.30: Mallado de geometrías montaje anterior: a) Hueso. b) Implante. c) Pilar. d) Tejido gingival. e) Corona ASC.

Adicionalmente, se realizaron refinamientos locales en zonas con pequeños radios de curvatura. Particularmente, en la transición existente entre la conexión cónica y la conexión cilíndrica de la unión implante-pilar existen radios de aproximadamente 0.1 mm. Debido a la reducida dimensión de esta geometría, fue necesario utilizar elementos de menor tamaño para representar adecuadamente la curvatura local y evitar la generación de elementos distorsionados que pudieran afectar la calidad de la malla y provocar aparición de singularidades numéricas.

Los distintos controles de mallado aplicados a cada componente y región de interés se resumen en la Tabla 4.3. Estos fueron aplicados tanto a la zona anterior como a la zona posterior.

Tabla 4.3: Controles de mallado aplicados a los distintos componentes e interfaces del modelo.

Región	**Control de mallado**	**Tamaño [mm]**
Pilar	Body Sizing	0.20
Corona	Body Sizing	0.50
Implante	Body Sizing	0.30
Hueso	Body Sizing	0.80
Pilar - Corona	Contact Sizing	0.08
Pilar - Encía	Contact Sizing	0.08
Implante - Pilar (cono)	Contact Sizing	0.08
Implante - Pilar (zona cilíndrica)	Contact Sizing	0.07
Implante - Pilar (zona transición)	Contact Sizing	0.02
Implante - Hueso	Contact Sizing	0.08
Implante - Encía	Contact Sizing	0.10

Una consideración adicional fue necesaria en la interfaz entre el implante y el tejido óseo. En esta región se empleó un dimensionamiento de contacto (Contact Sizing) de 0.08 mm sobre las superficies de contacto, mientras que el volumen principal del hueso fue discretizado mediante un dimensionamiento de cuerpo (Body Sizing) de 0.5 mm. La diferencia entre ambos tamaños de elemento generaba una transición abrupta en el borde de la perforación donde se inserta el implante, produciendo elementos con relaciones geométricas desfavorables y una potencial pérdida de precisión en el cálculo de los esfuerzos.

Con el fin de evitar esta situación, se definió una región anular alrededor del orificio del implante sobre la cual se aplicó un dimesnionamiento de superficie (Face Sizing) de 0.06 mm. Este refinamiento permitió extender gradualmente la zona de elementos finos más allá del borde de la perforación, reduciendo el cambio brusco de tamaño entre la malla refinada y la malla global del hueso y mejorando la calidad de los elementos en esta región de especial interés (Figura 4.35).

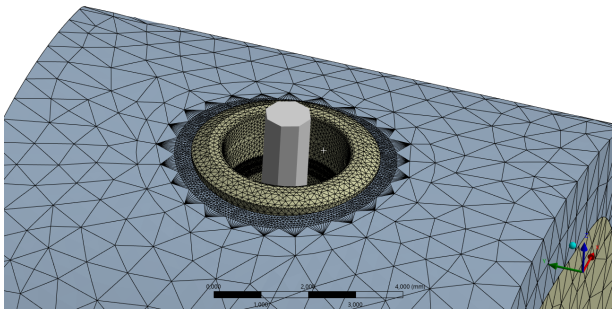
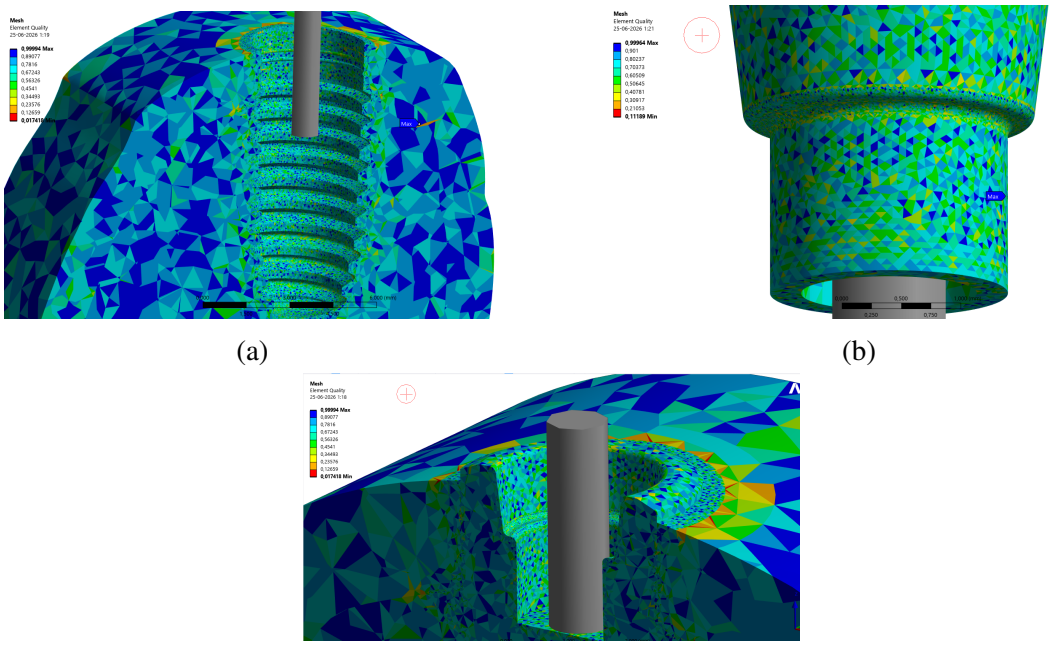


Figura 4.31: Anillo de refinamiento alrededor del orificio del hueso.

En cuanto a las métricas de la malla, para ambos ensambles, se muestra el Element quality para algunas zonas de contacto importantes en la Figura 4.32.



(a) (b)

(c)

Figura 4.32: *Element quality* de algunas zonas de interés: a) Contacto Implante-Hueso. b) Zona interna implante y alrededor. c) Conexión Pilar.

En cuanto a las métricas de las mallas, las Tablas 4.4 y 4.5 presentan un resumen de las principales métricas de calidad de la malla obtenidas para los modelos correspondientes a la solución protésica con pilar de canal recto (SSC) y con pilar de canal angulado (ASC), respectivamente. En ambas tablas se incluyen indicadores ampliamente utilizados para evaluar la calidad de la discretización, tales como Calidad de

elementos (Element Quality), Sesgo (Skewness), Relación de aspecto (Aspect Ratio) y Relacion del Jacobiano (Jacobian Ratio), considerando sus valores mínimo, máximo, promedio y desviación estándar para el ensamblaje completo.

En términos generales, ambas discretizaciones presentan valores promedio compatibles con una malla de buena calidad para el análisis mediante elementos finitos. Si bien algunas métricas muestran valores mínimos o máximos asociados a elementos de mala calidad, éstos corresponden a un número reducido de elementos localizados fuera de las zonas empleadas para la extracción de resultados. En particular, dichos elementos no se ubican en las interfaces de contacto ni en las regiones críticas donde posteriormente se evaluaron los esfuerzos y deformaciones utilizados en el análisis biomecánico.

Tabla 4.4: Resumen de las principales métricas de calidad de la malla del ensamblaje posterior.

Métrica	**Mínimo**	**Máximo**	**Promedio**	**Desv. Est.**
Calidad del Elemento	0.02	1.00	0.72	0.14
Sesgo	0.00	1.00	0.42	0.20
Relación de Aspecto	1.16	92.58	2.29	0.89
Jacobiano (Nodos de Esquina)	0.03	1.00	0.98	0.05

Tabla 4.5: Resumen de las principales métricas de calidad de la malla del ensamblaje anterior.

Métrica	**Mínimo**	**Máximo**	**Promedio**	**Desv. Est.**
Calidad de Elemento	0.03	1.00	0.73	0.14
Sesgo	0.00	1.00	0.41	0.20
Relación de Aspecto	1.17	88.77	2.26	0.82
Jacobiano (Nodos de Esquina)	0.03	1.00	0.98	–

Finalmente, las Tablas 4.6 y 4.7 resumen el número de elementos y nodos generados para cada uno de los componentes del modelo del sistema implantario posterior y anterior respectivamente. Dichos valores corresponden a la malla utilizada para la primera iteración de obtención de resultados de cara al análisis e convergencia.

Tabla 4.6: Número de elementos y nodos de cada componente del ensamblaje posterior.

Componente	**Elementos**	**Nodos**
Corona posterior	91 244	149 977
Pilar SSC	136 652	228 277
Implante	264 575	443 076
Tejido gingival	70 574	121 234
Hueso	278 731	460 618
Total	**841 776**	**1 403 182**

Tabla 4.7: Número de elementos y nodos de cada componente del ensamblaje anterior.

Componente	**Elementos**	**Nodos**
Corona incisivo	73 070	121 580
Pilar ASC	126 344	212 065
Implante	243 987	410 810
Tejido gingival	68 328	110 698
Hueso	217 074	362 248
Total	**728 803**	**1 217 401**

4.8. Condiciones de borde

Las condiciones de borde fueron definidas de manera similar para los modelos correspondientes al sector anterior (pilar ASC) y posterior (pilar SSC), diferenciándose únicamente en la magnitud de la carga aplicada.

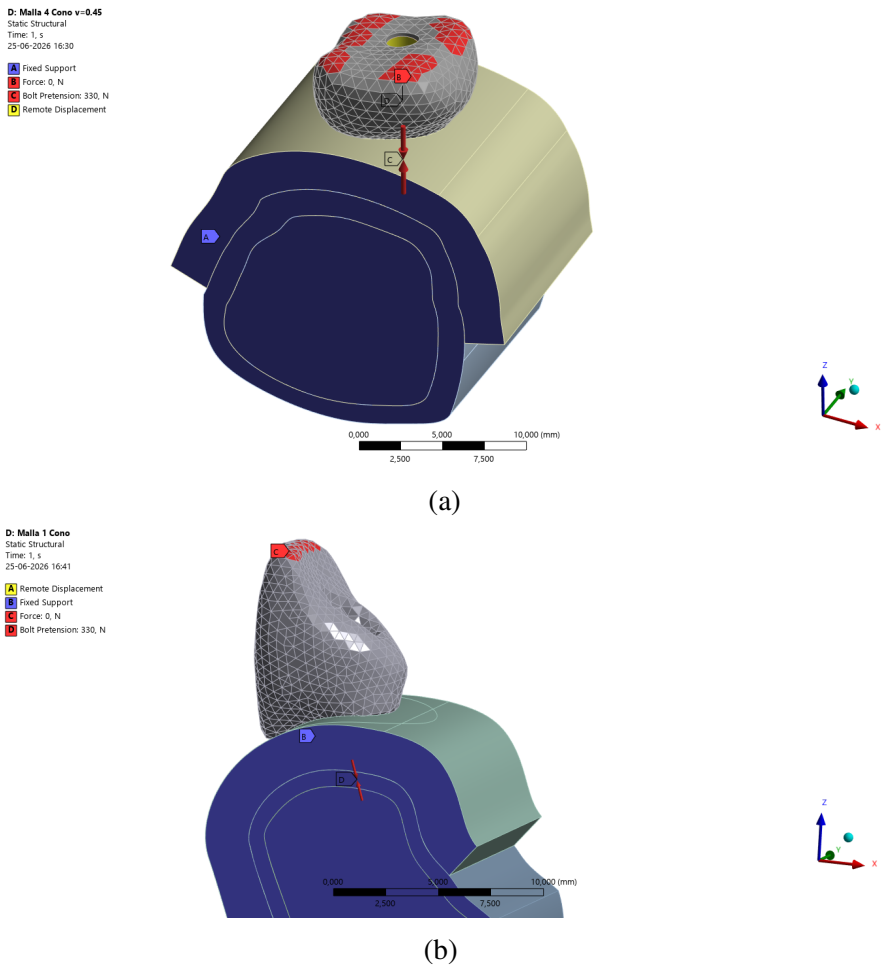


Figura 4.33: Condiciones de borde Fixed support y Fuerza oclusal en: a) Solución posterior. b) Solución anterior.

La primera condición de borde consistió en la aplicación de un Fixed Support sobre las superficies laterales del volumen óseo y del tejido gingival incluidos en el modelo. Esta restricción impide el desplazamiento de dichas superficies en todas las direcciones y permite representar de manera simplificada la continuidad mecánica existente entre el segmento modelado y los tejidos circundantes que no fueron incluidos

explícitamente en la simulación (Figura 4.33).

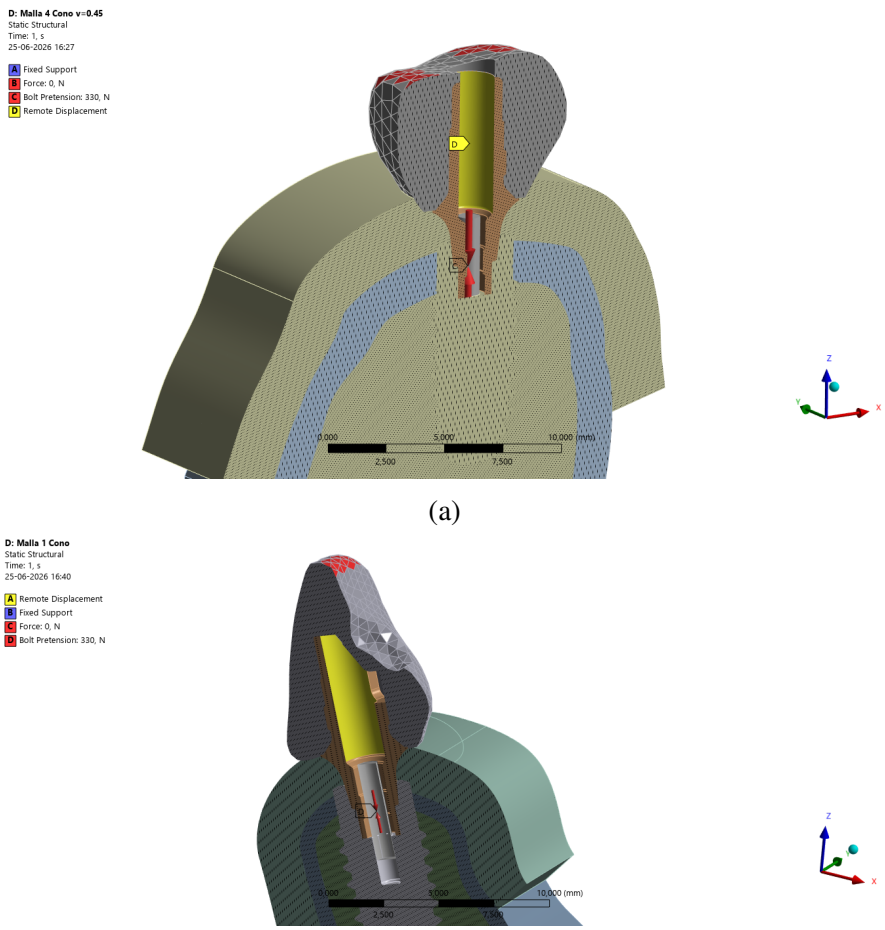


Figura 4.34: Condiciones de borde de Fuerza oclusal, pretensión y desplazamiento remoto en: a) Solución posterior. b) Solución anterior.

Adicionalmente, se incorporó una condición de tipo Desplazamiento remoto (Remote Displacement) sobre una de las superficies cilíndricas internas del pilar. Esta restricción fue utilizada para impedir la rotación del pilar alrededor de su eje longitudinal, reproduciendo la función antirrotacional originalmente proporcionada por los lóbulos presentes en la conexión implante-pilar. Debido a que dicha geometría fue reemplazada por una conexión cilíndrica simplificada durante el proceso de modelado, fue necesario incorporar esta condición de borde para mantener el comportamiento mecánico asociado a la unión original (Figura 4.34).

La pretensión del tornillo de fijación fue modelada mediante la herramienta Bolt Pretension de ANSYS Mechanical. Esta condición se aplicó sobre el elemento tipo viga utilizado para representar el tornillo de unión entre el implante y el pilar, considerando una fuerza de pretensión de 330 N [70]. La incorporación de esta carga permitió reproducir el estado inicial de apriete existente en la conexión antes de la aplicación de las cargas externas (Figura 4.34).

Tabular Data

	Steps	Define By	Preload [N]	Preadjustment [mm]	Increment [mm]
1	1.	Load	330.	N/A	N/A
2	2.	Lock	N/A	N/A	N/A
*					

Figura 4.35: Pretensión aplicada tanto al tornillo de unión de la solución anterior como posterior.

La aplicación de las cargas se realizó en dos etapas. En la primera etapa (Step 1) se aplicó únicamente la pretensión del tornillo con el fin de generar el estado inicial de contacto y precarga del sistema. Posteriormente, en la segunda etapa (Step 2), la pretensión fue bloqueada mediante la opción Bloqueo (Locked), manteniendo constante la fuerza de apriete alcanzada en el Step anterior e incorporando la carga oclusal correspondiente a cada caso de estudio (Figura 4.36).

Tabular Data

	Steps	Time [s]	X [N]	Y [N]	Z [N]
1	1	0.	0.	= 0.	0.
2	1	1.	0.	0.	0.
3	2	2.	100.	= 0.	-173,2
*					

(a)

Tabular Data

	Steps	Time [s]	X [N]	Y [N]	Z [N]
1	1	0.	0.	0.	= 0.
2	1	1.	0.	0.	0.
3	2	2.	-70.	121,4	= 0.
*					

(b)

Figura 4.36: Aplicación fuerza oclusal en: a) Solución posterior. b) Solución anterior.

En [71], la fuerza de mordida máxima voluntaria (MVBF) medida en adultos fue de aproximadamente 380 N en la zona posterior y 105 N en la zona anterior. Considerando esto, para el modelo correspondiente al sector posterior (pilar SSC), la carga oclusal fue definida mediante una fuerza de 200 N aplicada con una inclinación de 30° respecto al eje longitudinal del implante buscando representar una carga de masticación

normal y considerando las cargas utilizadas en [72].

Por otra parte, para el modelo correspondiente al sector anterior (pilar ASC), se utilizó una fuerza de 100 N inclinada 30° respecto al eje longitudinal del implante. Esta fuerza al ser cercana a la MVBF medida en [71], busca simular un comportamiento de masticación exigente.

En ambos casos, las cargas fueron aplicadas sobre la superficie oclusal de la corona con el propósito de representar las condiciones de carga reales de cada región anatómica.

4.9. Simulación estática

La simulación estática constituyó la primera etapa del análisis biomecánico realizado en las soluciones implantosoportadas estudiadas. El objetivo de esta evaluación fue determinar la distribución de esfuerzos y deformaciones generadas en los distintos componentes y tejidos periimplantarios bajo la acción de las cargas funcionales definidas previamente, las cuales serán de utilidad para el procesamiento de información posterior.

Debido a la presencia de múltiples interfaces de contacto, y zonas con pequeños radios de curvatura, los resultados obtenidos mediante la malla base fueron analizados de manera detallada con el fin de identificar posibles singularidades numéricas y determinar las regiones críticas de cada componente para calcular sobre ellas valores representativos de esfuerzo y deformación.

Adicionalmente, los resultados obtenidos mediante esta simulación fueron utilizados para evaluar el Factor de Seguridad estático de los distintos componentes de la solución protésica, el cual se obtiene según la relación

$$FS = \frac{S_y}{\sigma_{\mathrm{VM}}} \tag{4.1}$$

donde:

- FS: factor de seguridad.
- S_y: límite de fluencia del material.

- σ_{VM}: esfuerzo equivalente de von Mises.

4.9.1. Pilar e Implante

La primera etapa del análisis se enfocó en el pilar protésico. Los resultados obtenidos mediante la malla base evidenciaron la presencia de una singularidad numérica localizada de esfuerzos en la región de transición geométrica entre la conexión cónica y la conexión cilíndrica del pilar. Tras sucesivas modificaciones orientadas a mejorar la calidad de los elementos, refinar la discretización local y ajustar parámetros asociados a los contactos, se observó que dicha singularidad persistía (Figuras 4.37 y 4.38).

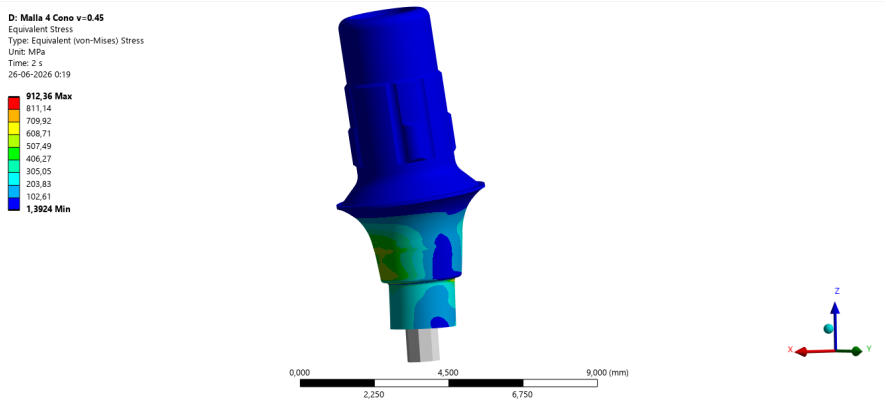
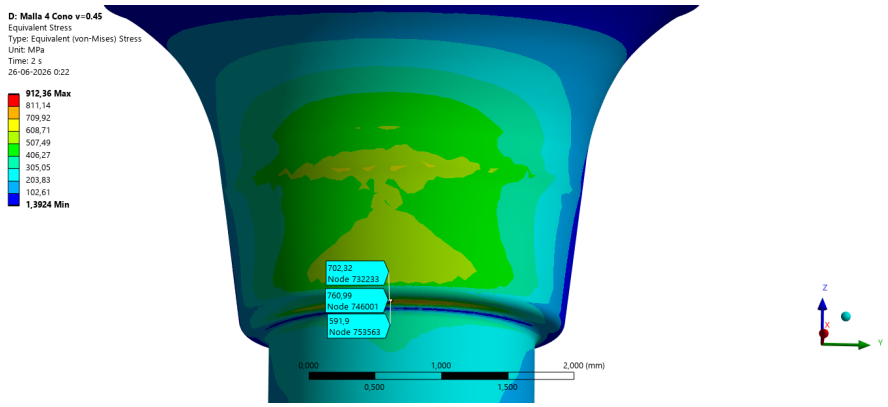
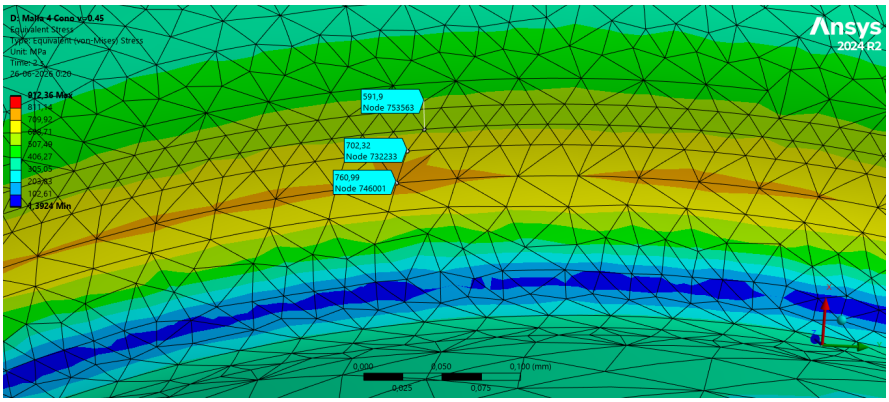


Figura 4.37: Simulación con malla base. Vista general del pilar.



(a)



(b)

Figura 4.38: Análisis de la singularidad numérica en la simulación con malla base. a) Ubicación de la singularidad numérica. b) Acercamiento de la región crítica, mostrando el alto gradiente de esfuerzos.

Con el fin de evitar que esta singularidad afectara la interpretación de los resultados, y según la recomendación en la página de ANSYS, el análisis se centró en las zonas adyacentes a la singularidad, donde los esfuerzos presentan un comportamiento físicamente representativo y tienden a converger hacia valores definidos a medida que la malla es refinada [73]. Para ello se definieron regiones de selección (Named Selections) que incluían las superficies de interés cercanas a la singularidad, excluyendo gran parte de la región afectada por este artefacto numérico (Figura 4.39a).

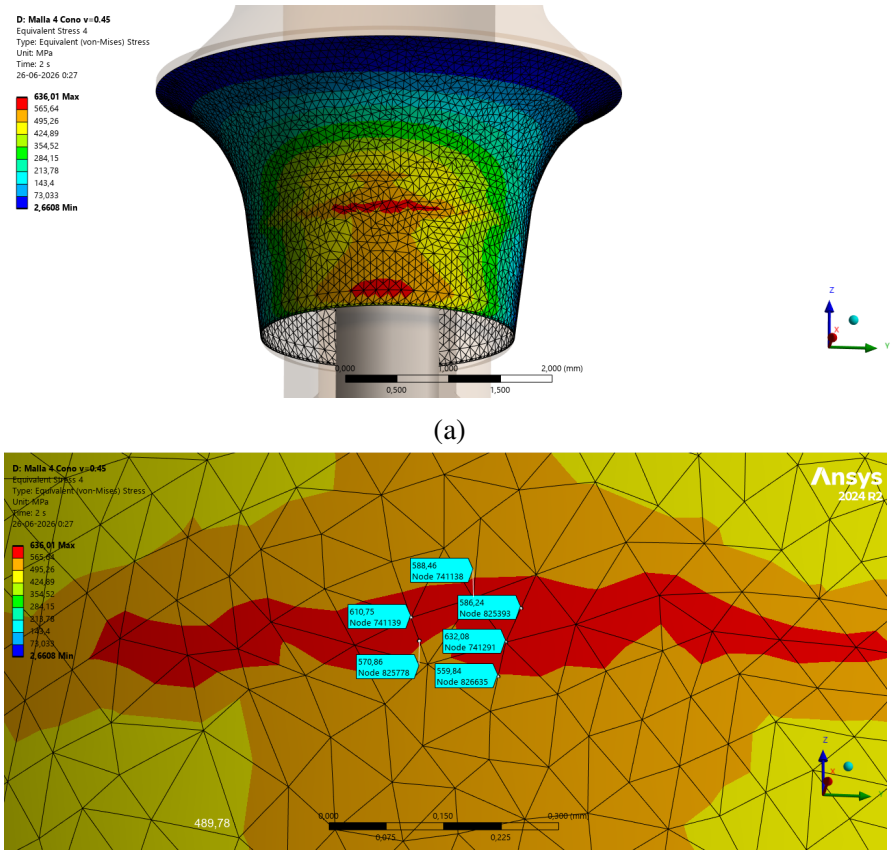


Figura 4.39: Selección definida considerada para análisis de esfuerzos: a) Vista general. b) Acercamiento a singularidad central de la Named Selection.

Si bien la exclusión de la región singular permitió reducir considerablemente la influencia de la singularidad numérica sobre la distribución de esfuerzos, aún se observaba una singularidad en la zona central de la Selección Definida (Named Selections) posiblemente debido al contacto del pilar con el borde del implante (Figura 4.39b).

Con el objetivo de minimizar completamente la influencia de este fenómeno numérico, se implementó un criterio adicional basado en percentiles. En particular, se adoptó el percentil 99 (P99) de la distribución de esfuerzos como valor máximo representativo del componente. Esta metodología permite excluir un pequeño porcentaje de los valores más elevados, los cuales se encuentran asociados principalmente a concentraciones localizadas originadas por la singularidad y conservando al mismo tiempo la información del comportamiento mecánico predominante de la región analizada. La aplicación de este criterio resulta adecuada debido a que el hotspot ocupa una fracción

muy reducida del área total evaluada, mientras que la gran mayoría de los nodos presenta una distribución de esfuerzos estable y físicamente representativa.

El mapa de esfuerzos obtenido se exportó en un archivo .txt y se importó a Excel (Figura 4.40), donde se calculó el percentil 99 de la distribución de esfuerzos, adoptándose este valor como esfuerzo representativo máximo del componente. Además, se realizó un análisis de convergencia enfocada unicamente en la Selección definida (Named Selection) mencionada, correspondiente a la zona de mayor solicitación. El tamaño de los elementos de la malla en la zona se disminuyeron gradualmente de 0.08 mm a 0.02 mm.

	A	B	C	D	E	F
1	Node Number	Equivalent (von-Mises) Stress (MPa)				
2	738901	726.34				
3	738902	719.85			Esf. Mpa	
4	821142	719.57		P96	595.978	
5	821135	719.54		P97	608.5145	
6	739055	719.43		P98	630.36	
7	821134	718.74		P99	660.0415	
8	822114	716.89				
9	821141	716.17				
10	822106	715.91				
11	739056	714.79				
12	821148	714.06				
13	739054	712.83				
14	822098	711.9				
15	821149	711.74				
16	739053	711.38				
17	739415	710.9				
18	822089	709.65				

Figura 4.40: Formato Tabla en Excel de esfuerzos exportada desde ANSYS. Los valores de percentiles mostrados en esta figura deben tomarse sólo como referencia y no representan ni tienen relación con valores de resultados finales.

Dado que la región crítica identificada en el implante coincidía con la superficie cónica de contacto con el pilar, el mismo procedimiento fue aplicado simultáneamente al análisis del implante. De esta manera, cada refinamiento realizado sobre la interfaz de conexión permitió obtener en paralelo los valores del percentil 99 correspondientes tanto al pilar como al implante. En la Figura 4.41a y 4.41b se observa la singularidad detectada en el implante y en la Figura 4.41c la Named Selection considerada para análisis.

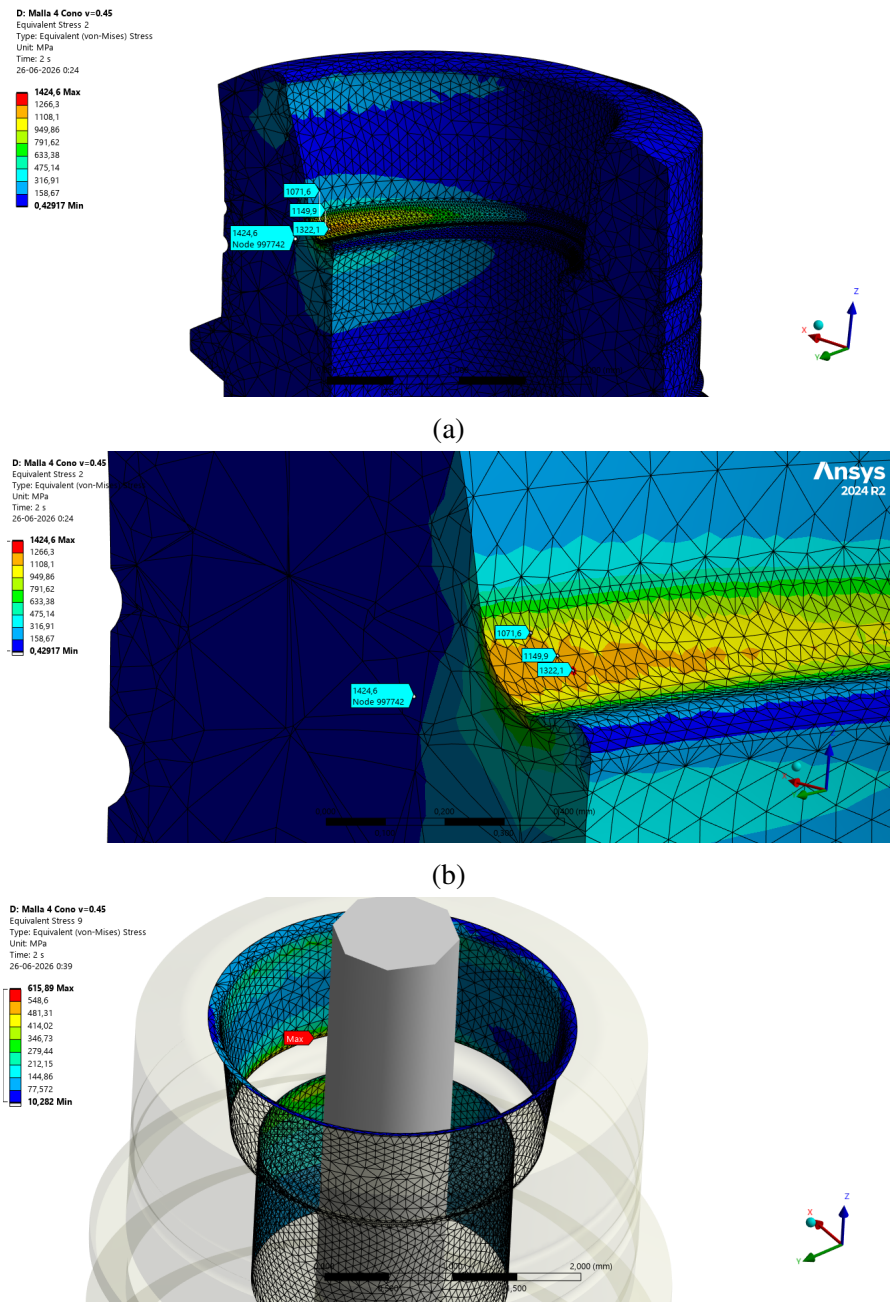


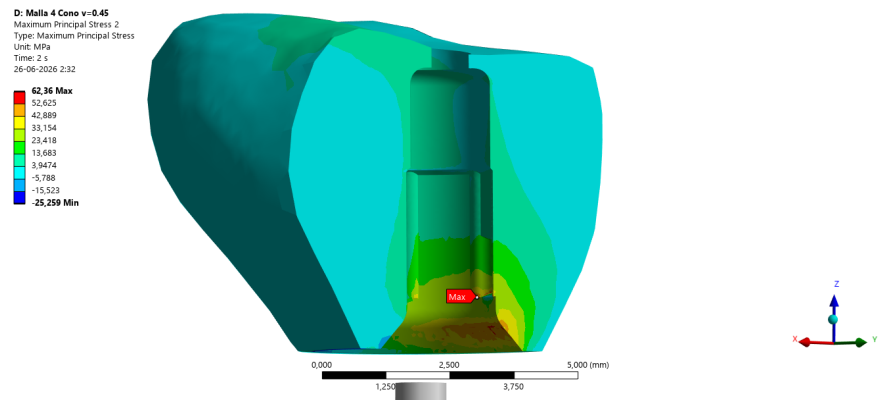
Figura 4.41: Mapa de esfuerzos con malla base en el implante: a) Detección de singularidad. b) Acercamiento a singularidad en zona de apoyo del pilar. c) Named Selection considerada para análisis.

4.9.2. Corona

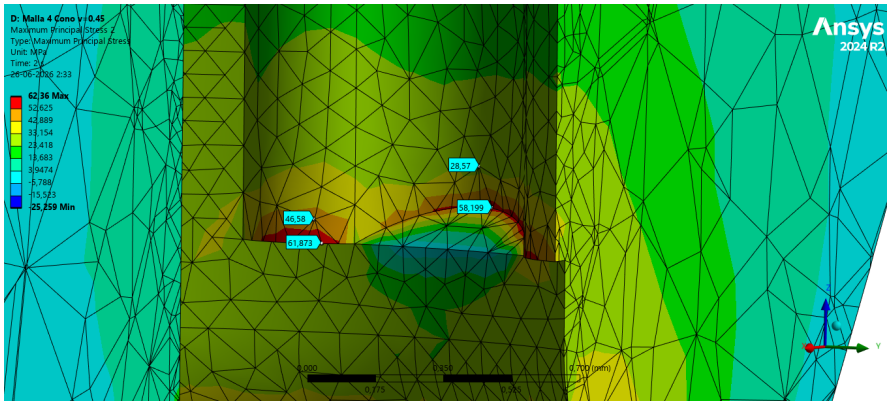
El análisis de la corona se realizó mediante una metodología similar a la utilizada para el implante y el pilar, pero observando los esfuerzos principales en vez del esfuerzo equivalente de Von Mises, debido al comportamiento frágil de la Zirconia.

En este tipo de materiales la falla se encuentra fuertemente asociada a la presencia de esfuerzos de tracción, por lo que el parámetro de interés correspondió al esfuerzo principal máximo, mientras que los esfuerzos principales mínimos, asociados principalmente a estados de compresión, no fueron considerados como criterio principal de evaluación.

A partir de los resultados obtenidos con la malla base se identificó la región crítica de la corona, correspondiente a la zona donde se registraron los mayores valores de esfuerzo principal máximo . Posteriormente se evaluó la naturaleza de dichos resultados con el objetivo de determinar la presencia de posibles singularidades numéricas asociadas a detalles geométricos de la superficie o a la discretización local de la malla. Debido a la complejidad geométrica del interior de la corona, caracterizada por la presencia de múltiples surcos, aristas y cambios locales de curvatura, se observaron singularidades localizadas que podían afectar la representatividad del valor máximo obtenido directamente de la simulación (Figura 4.42).



(a)



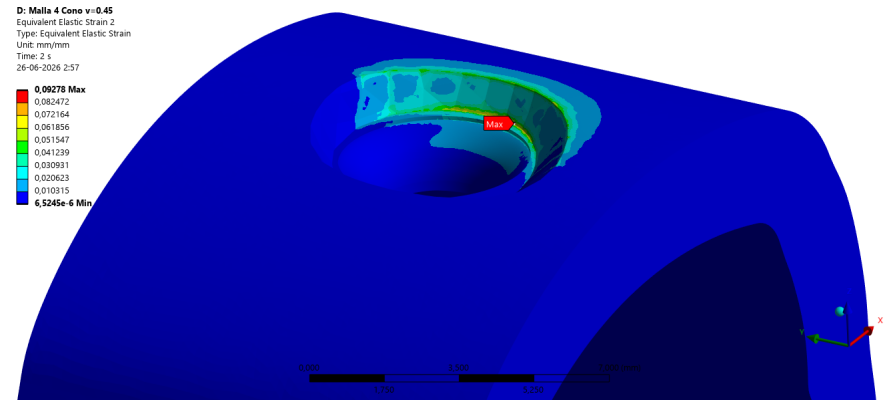
(b)

Figura 4.42: Mapa de esfuerzos con malla base en la corona: a) Detección de singularidad. b) Acercamiento a singularidad.

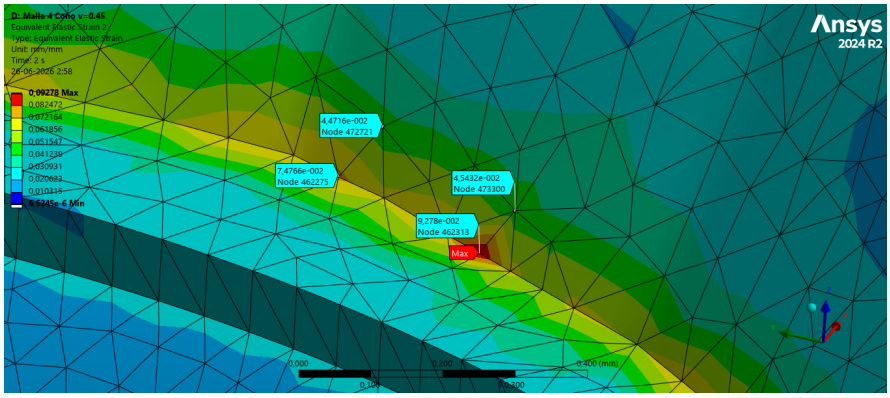
Con el fin de obtener un valor representativo de la solicitación mecánica de la corona, se implementó nuevamente la metodología de los percentiles de manera análoga a la utilizada para el implante y el pilar. Para ello se excluyeron del análisis las zonas identificadas como singularidades numéricas y se calculó el percentil 99 de la distribución del esfuerzo principal máximo sobre la zona de interés. Posteriormente se realizó un estudio de convergencia mediante refinamientos progresivos de la malla en la interfaz de contacto pilar-corona, reduciendo gradualmente el tamaño de elemento de 0.08 a 0.02 mm. Para cada nivel de refinamiento se obtuvo el valor del percentil 99, analizándo su convergencia. Además, para el refinamiento se dejó afuera la región que presenta la singularidad.

4.9.3. Tejido gingival

A diferencia del implante, el pilar y la corona, el análisis del tejido gingival se centró en parámetros asociados al comportamiento mecánico de tejidos blandos. En particular, se consideró como variable de interés la deformación elástica equivalente (Equivalent Elastic Strain), la que permitió evaluar el nivel de deformación desarrollado en el tejido y su distribución debido a la interaccion con la corona.



(a)



(b)

Figura 4.43: Mapa de deformación elástica equivalente con malla base en tejido gingival posterior: a) Detección de singularidad. b) Acercamiento a singularidad.

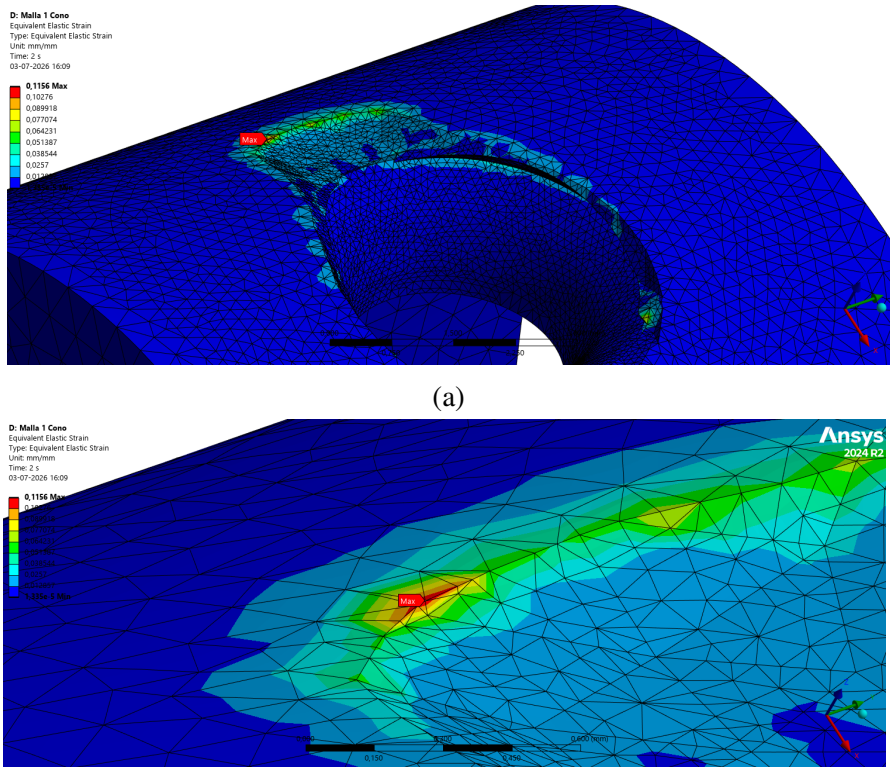


Figura 4.44: Mapa de deformación elástica equivalente con malla base en tejido gingival anterior: a) Detección de singularidad. b) Acercamiento a singularidad.

Una vez identificada la región crítica en la región posterior (Figura 4.43) y anterior (Figura 4.44), se llevó a cabo el proceso de refinamiento progresivo de la malla sobre la zona crítica definida utilizando tamaños de elemento de 0.12 mm, 0.10 mm y 0.08 mm (Figuras 4.45 y 4.46). Para cada una de las mallas analizadas se calculó el P99 correspondiente a la deformación elástica equivalente.

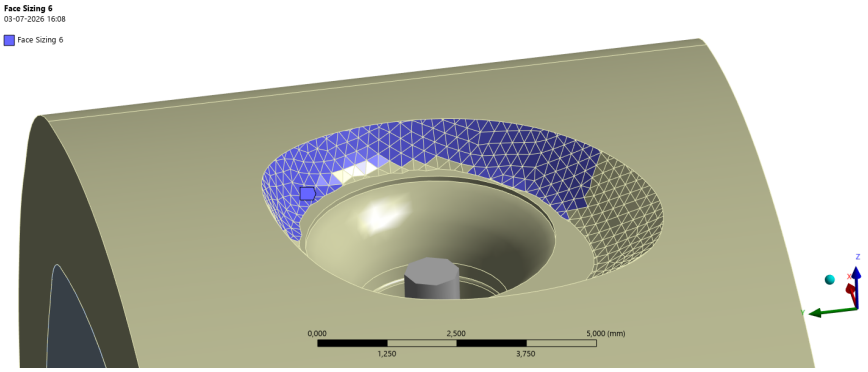


Figura 4.45: Named Selection utilizada para refinamiento del tejido gingival posterior.

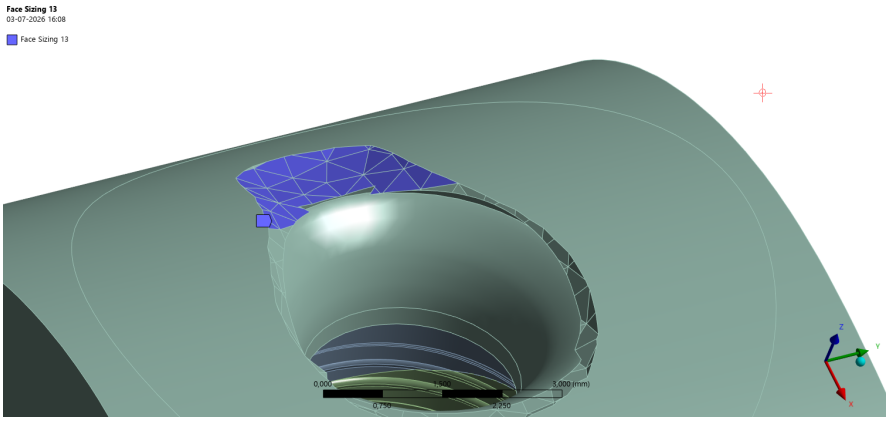


Figura 4.46: Named Selection utilizada para refinamiento del tejido gingival anterior.

4.9.4. Tejido óseo

La evaluación del tejido óseo se realizó utilizando como parámetro principal de análisis la deformación equivalente elástica (Equivalent Elastic Strain). La selección de esta variable se fundamentó en que el comportamiento biomecánico del tejido óseo se interpreta mediante la Ley de Wolff expuesta previamente en el Marco Teórico. En consecuencia, el objetivo del análisis no consistió únicamente en determinar los valores máximos de deformación, sino también en observar su distribución dentro de las estructuras óseas que rodean al implante. Además, como parametro adicional se estudian la distribución de esfuerzos compresivos en el tejido.

Inicialmente, se obtuvieron los resultados correspondientes a la malla base, permitiendo identificar las regiones sometidas a los mayores niveles de deformación. Durante esta etapa, se observó la presencia de concentraciones localizadas asociadas a la interfaz implante-hueso, lo cual era esperable debido a la geometría helicoidal de las roscas del implante (Figura 4.48). En cuanto al esfuerzo principal mínimo, se observa una singularidad en el borde del contacto implante-hueso (Figura 4.50).

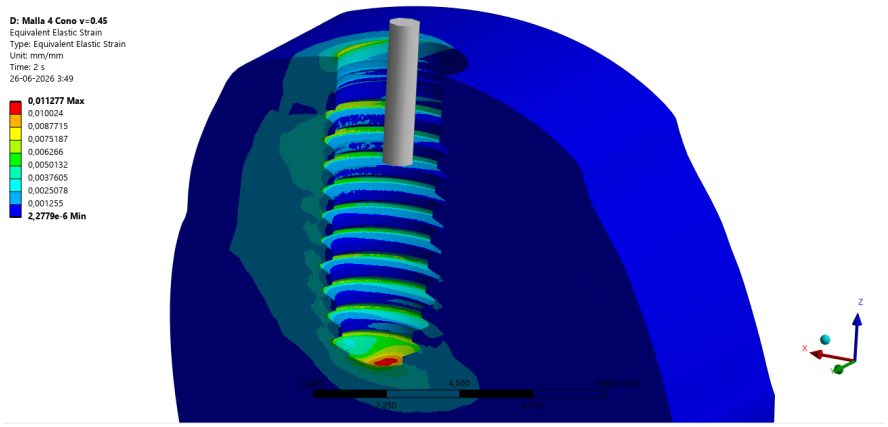
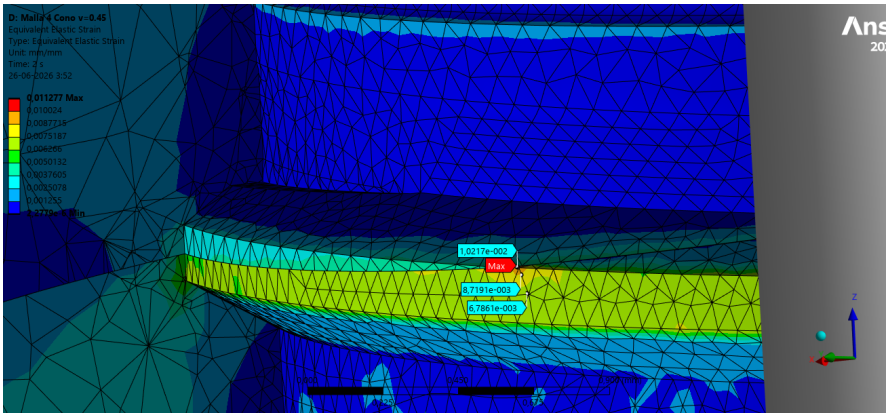
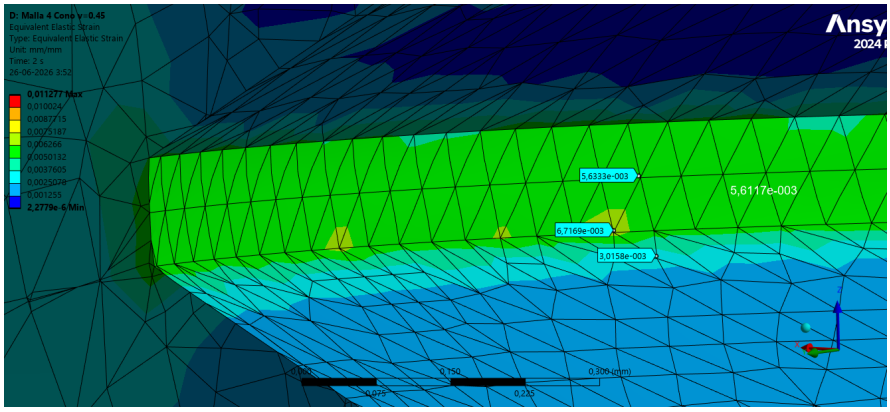


Figura 4.47: Mapa de deformación equivalente elástica del hueso.



(a)



(b)

Figura 4.48: Singularidades detectadas en el hueso: a) Singularidad máxima. b) Singularidades detectadas en los bordes del perfil helicoidal del implante.

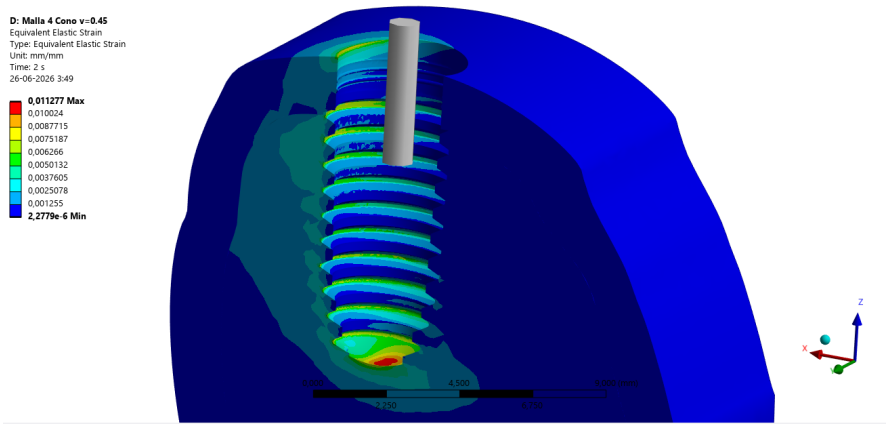
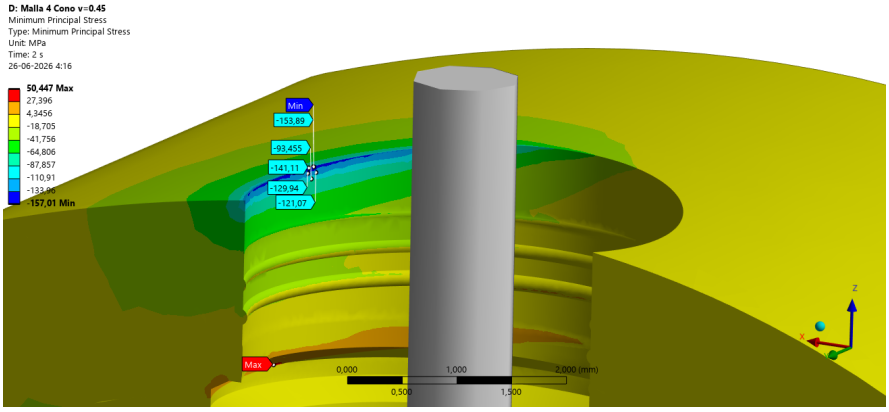
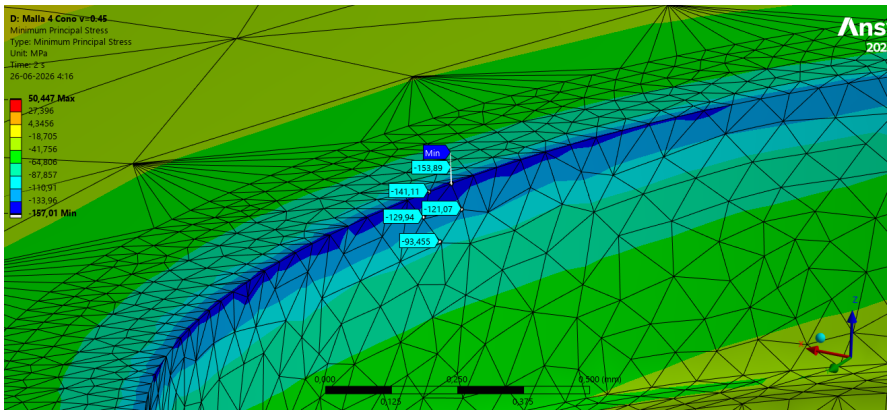


Figura 4.49: Mapa de deformación equivalente elástica del hueso.



(a)



(b)

Figura 4.50: Mapa de Esfuerzo principal mínimo: a) Singularidad detectada. b) Acercamiento de singularidad y observación del gradiente de esfuerzo.

Se aplicó nuevamente la metodología basada en percentiles y se evaluó el P99

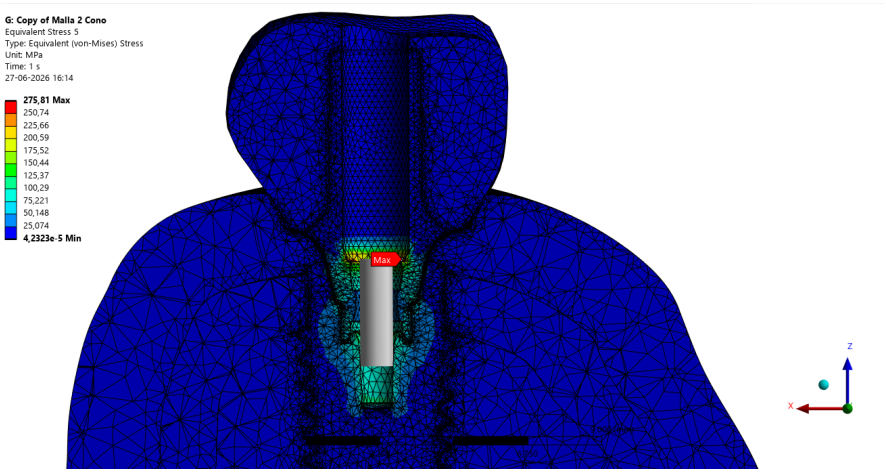
de la distribución de la deformación equivalente elástica sobre la zona de interés. Posteriormente, se realizó un estudio de convergencia mediante refinamientos de la interfaz implante-hueso, reduciendo el tamaño del elemento gradualmente desde 0,1 mm hasta 0,02 mm. Para cada malla se calculó el P99 correspondiente al Equivalent Elastic Strain y al Esfuerzo principal minimo, el cual se reporta como máximo y se analiza su convergencia.

Los valores obtenidos para el hueso cortical y trabecular serán utilizados posteriormente para evaluar el comportamiento biomecánico y comparar los niveles de deformación observados con los rangos establecidos por la Ley de Wolff, permitiendo analizar la respuesta mecánica del tejido óseo frente a las cargas transmitidas por la solución implantaria.

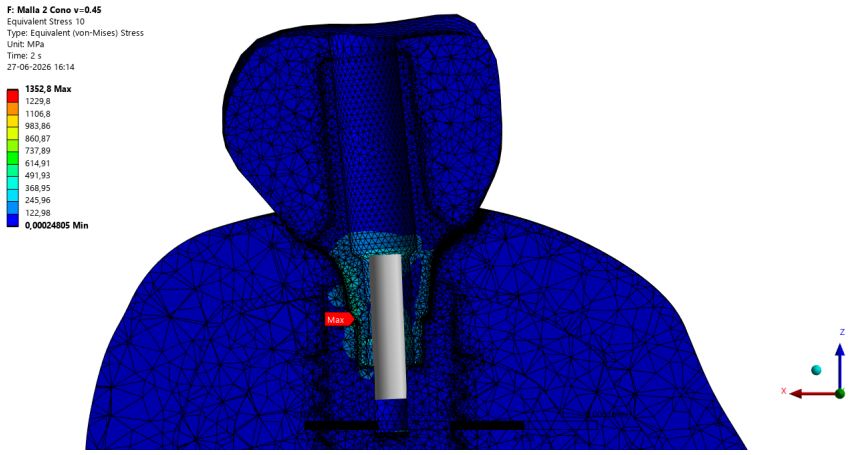
4.10. Análisis a fatiga

La evaluación a fatiga fue realizada únicamente sobre el implante y el pilar protésico, debido a que ambos componentes están fabricados en aleación de titanio Ti-6Al-4V y, por lo tanto, presentan un comportamiento adecuado para ser analizado por fatiga. Los componentes restantes del modelo no fueron considerados en esta etapa. En particular, la corona de Zirconia fue evaluada mediante criterios de falla estática debido a su comportamiento frágil, mientras que los tejidos periimplantarios fueron analizados a través de distribuciones de esfuerzo y deformación asociadas a su respuesta biomecánica.

La metodología utilizada se basó en la obtención de dos estados tensionales representativos del ciclo de carga experimentado por el sistema implantosoportado (Figura 4.51). En primer lugar, se realizó una simulación considerando únicamente la pretensión del tornillo de unión entre el implante y el pilar, reproduciendo la condición existente inmediatamente después de la instalación de la rehabilitación. A partir de esta simulación, se obtuvieron los esfuerzos asociados exclusivamente a la precarga del tornillo (Figura 4.52).

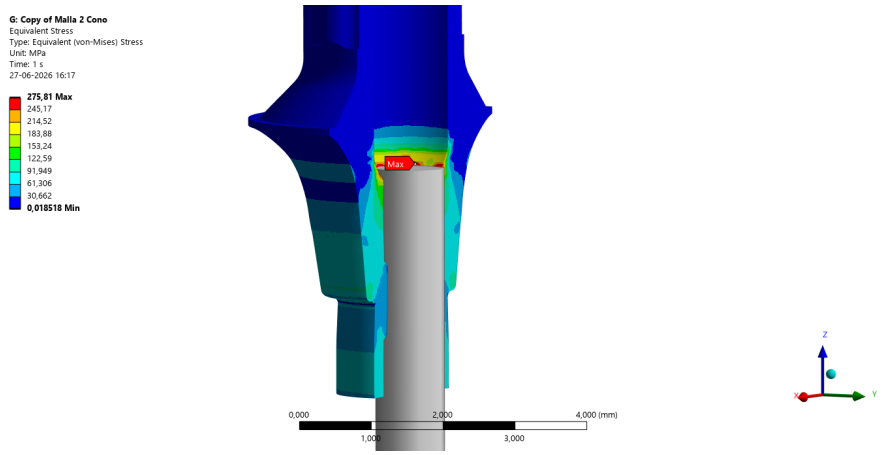


(a)

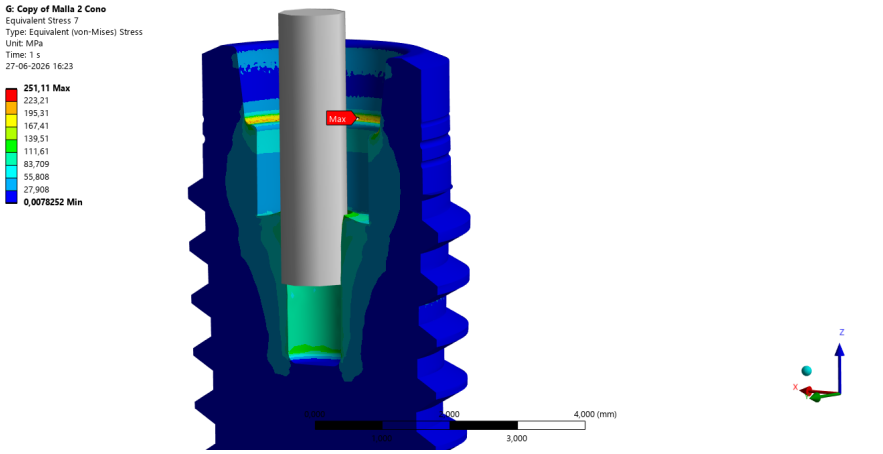


(b)

Figura 4.51: Mapa de Esfuerzo equivalente de Von Mises: a) Debido a pretensión. b) Debido a pretension y carga oclusal.



(a)



(b)

Figura 4.52: Mapa de Esfuerzo equivalente de Von Mises debido a pretension del tornillo: a) Pilar SSC. b) Implante posterior.

Posteriormente, se evaluó una segunda condición de carga correspondiente al estado de servicio, donde la pretensión permaneció bloqueada y se incorporó la carga oclusal definida para cada caso de estudio. Este estado de carga se aprecia en la Figura 4.37 para el pilar y en la Figura 4.41a para el implante.

Debido a la presencia de singularidades numéricas los resultados obtenidos para ambas condiciones fueron analizados mediante Named Selections según se muestra en las Figuras 4.53 y 4.54.

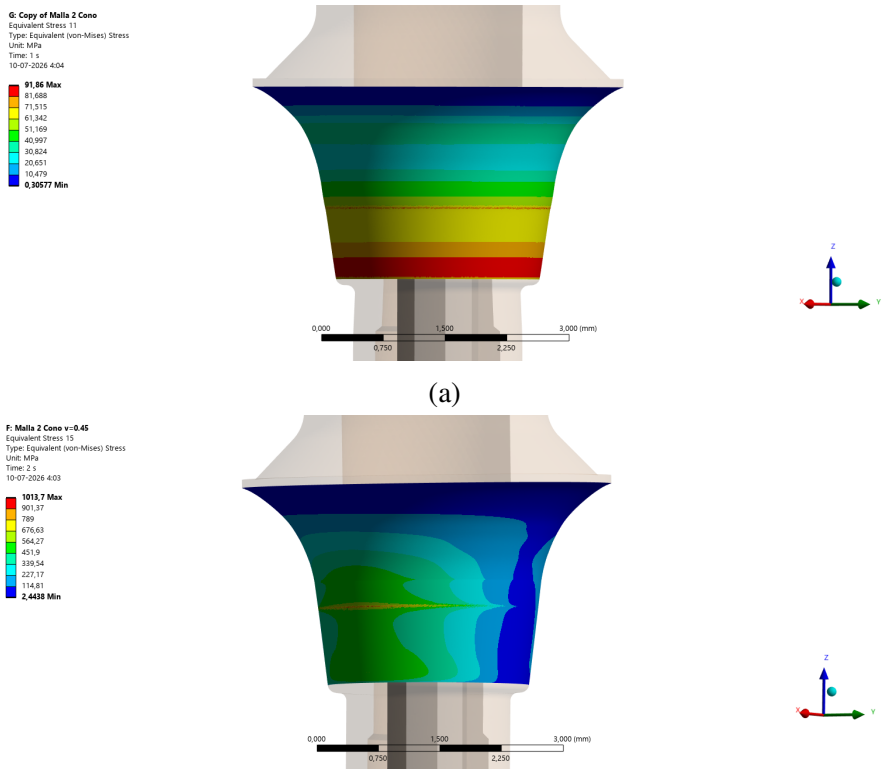
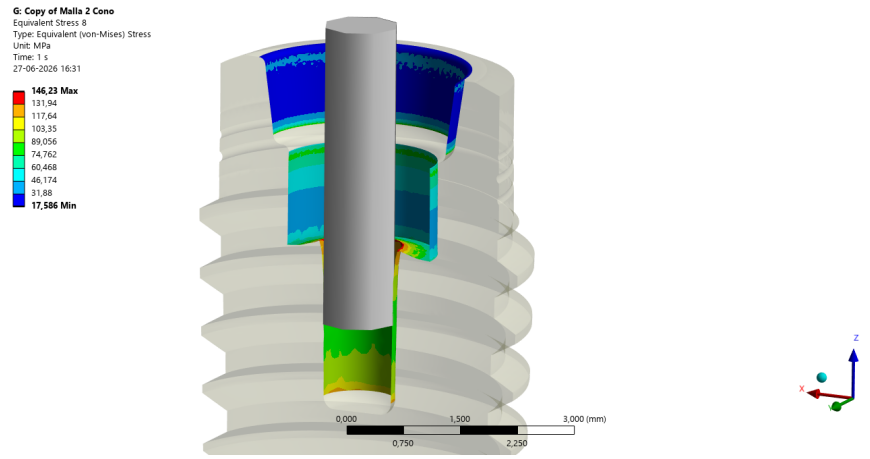
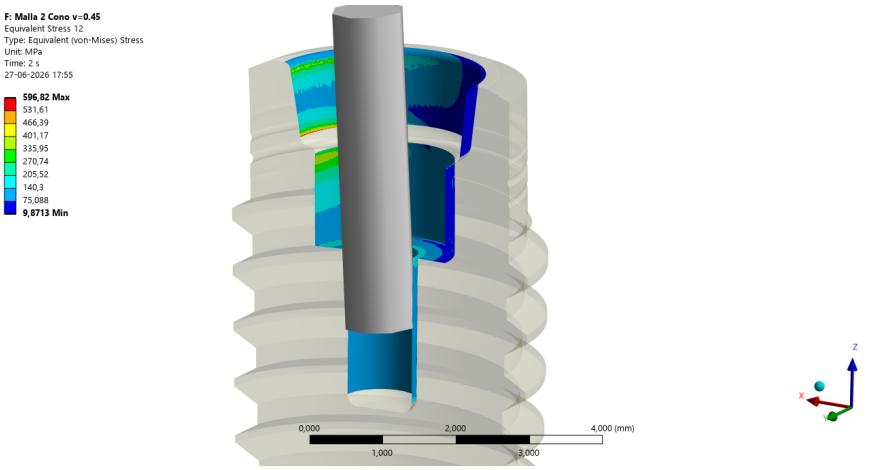


Figura 4.53: Regiones analizadas del pilar en: a) Estado de pretensión. b) Estado de pretensión y carga oclusal.



(a)



(b)

Figura 4.54: Regiones analizadas del implante en: a) Estado de pretensión. b) Estado de pretensión y carga oclusal.

Posteriormente, dichos resultados nodales fueron exportados desde ANSYS Mechanical en archivos de texto, almacenando el identificador de cada nodo y su correspondiente esfuerzo equivalente de Von Mises. Con el objetivo de eliminar la influencia de singularidades numéricas , sobre cada conjunto de resultados se aplicó el criterio de filtrado basado en el percentil 99 descrito en la sección anterior. Este procedimiento permitió conservar, en cada caso, únicamente aquellos nodos asociados a una respuesta mecánica representativa del componente analizado.

El procesamiento de los resultados se hizo en un código en Python encargado de analizar los archivos exportados. En una primera etapa, el programa identifica los

nodos presentes en cada una de las condiciones de carga (02 listas de nodo-esfuerzo). Debido al filtrado previo mediante percentiles, no necesariamente todos los nodos presentes en un estado tensional permanecían en el otro. Por esta razón, el programa realiza una comparación entre ambas listas, eliminando aquellos nodos que no estuvieran simultáneamente presentes en las dos condiciones analizadas y conservando únicamente los nodos comunes a ambos conjuntos de datos.

Una vez obtenidas las listas compatibles, el programa calcula para cada nodo la variación de esfuerzo experimentada durante el ciclo de carga. Esta variación corresponde a la diferencia entre el esfuerzo obtenido en la condición de servicio y el esfuerzo correspondiente a la condición de pretensión, permitiendo obtener el rango de esfuerzo asociado a cada nodo. Así, el código identifica el nodo que presenta la máxima variación de esfuerzo dentro del componente analizado y reporta tanto el valor de dicha variación como su correspondiente número de nodo.

Para continuar, el programa determina el esfuerzo alternante y el esfuerzo medio asociados al ciclo de carga considerado.

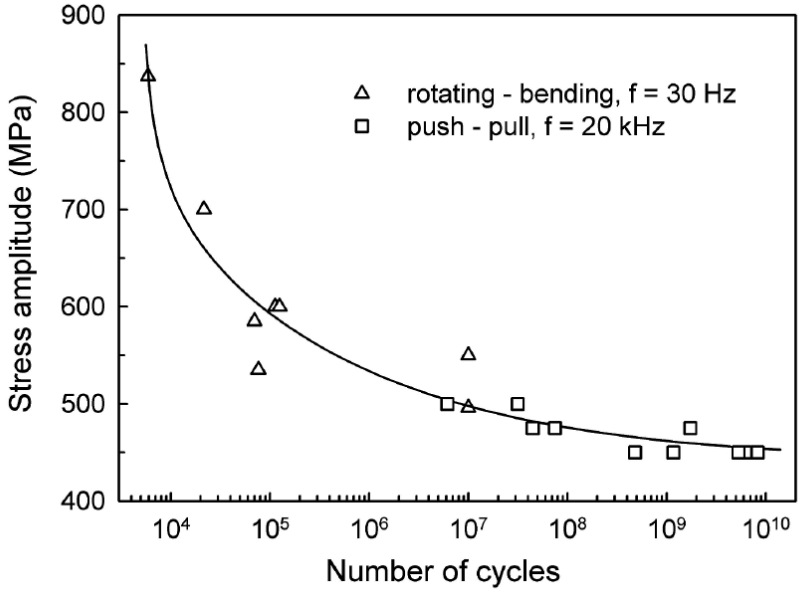


Figura 4.55: Curva S-N Aleación de Titanio utilizada [74].

La curva S-N utilizada para la aleación de titanio corresponde a una curva

obtenida experimentalmente bajo condiciones de carga completamente alternante, es decir, con esfuerzo medio igual a cero. La curva esta dada por la Ecuacion (4.2) y se muestra en la Figura 4.55.

$$\sigma(N) = 1700\,(N - 4900)^{-0,2} + 440 \tag{4.2}$$

En el presente análisis el ciclo de carga no es simétrico, debido a la existencia de una tensión inicial generada por la precarga del tornillo. Por esta razón, no es posible utilizar directamente el esfuerzo alternante calculado a partir de los resultados numéricos, sino que se requiere corregirlo para incorporar el efecto del esfuerzo medio. Para ello, el código aplica la corrección de Goodman, obteniendo un esfuerzo alternante equivalente compatible con las condiciones bajo las cuales fue definida la curva S-N. Esta corrección se hace según la Ecuación (4.3)

$$\sigma_{a,\text{Goodman}} = \frac{\sigma_a}{1 - \dfrac{\sigma_m}{S_{ut}}} \tag{4.3}$$

Posteriormente, se incorporó una corrección de la curva S-N utilizando los factores de Marín. Esta corrección es necesaria debido a que la curva experimental disponible corresponde a condiciones controladas de laboratorio, las cuales no representan las condiciones de operación del componente analizado. De esta manera, el código calcula un límite de fatiga corregido, dado por

$$S_e = k_a\, k_b\, k_c\, k_d\, k_e\, k_f\, S'_e \tag{4.4}$$

donde para el caso se utilizan los factores detallados en la Tabla 4.8.

Tabla 4.8: Factores de Marin utilizados para la determinación del límite de fatiga corregido del Ti-6Al-4V.

Factor	**Valor**	**Justificación**
k_a	0.97	Factor de acabado superficial obtenido del gráfico de la figura 4.56 correspondiente a una rugosidad de entre 4 y 12 μin típica en pilares e implantes [75].
k_b	1.00	El diámetro efectivo del implante/pilar es reducido (aproximadamente 2,7 mm), por lo que el efecto del tamaño sobre el límite de fatiga es despreciable y se adopta un valor unitario [59].
k_c	1.00	La evaluación se realiza analizando cargas de flexión.
k_d	1.00	La simulación corresponde a condiciones fisiológicas (temperatura corporal cercana a 37 °C), donde la resistencia a fatiga del Ti-6Al-4V no presenta variaciones significativas.
k_e	1.00	No se considera una corrección adicional por confiabilidad estadística, adoptándose el valor nominal del material.
k_f	1.00	No se consideran efectos adicionales como corrosión, tratamientos superficiales, ambientes agresivos u otros factores que modifiquen la resistencia a fatiga.

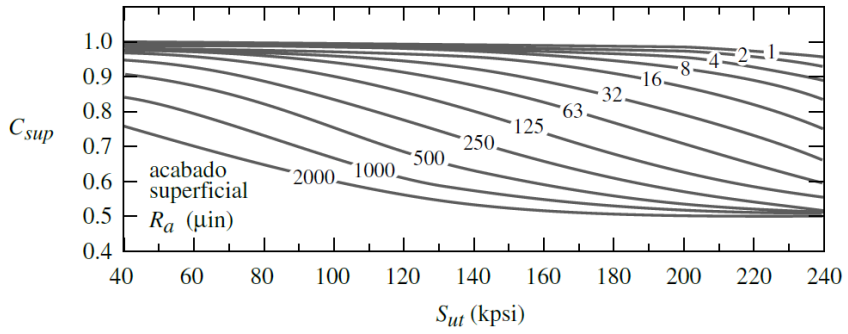


Figura 4.56: Factor de acabado superficial como función de la rugosidad y resistencia última a la tensión [76].

El valor obtenido se compara con el límite de fatiga experimental utilizado originalmente en la curva. A partir de esta relación se obtiene un factor de ajuste que permite escalar la curva S-N completa, modificando su asíntota y adaptándola a las condiciones consideradas en el modelo numérico según las ecuaciones (4.5) y (5.3).

$$C = \frac{S_e}{S'_e} \tag{4.5}$$

y

$$\sigma_{\text{corr}}(N) = C\left[1700\,(N - 4900)^{-0,2} + 440\right] \tag{4.6}$$

Una vez obtenida la curva S-N corregida, el esfuerzo alternante equivalente calculado mediante el criterio de Goodman es reemplazado en la Ecuación (5.3). A partir de esta relación, el código despeja el número de ciclos hasta la falla asociado a la condición de carga analizada, obteniendo así una estimación de la vida útil del componente en términos de ciclos de operación.

Posteriormente, el número de ciclos calculado es comparado con una estimación de los ciclos funcionales diarios experimentados por una rehabilitación implantosoportada durante su servicio. Específicamente, 1 200 000 ciclos de masticación equivalen a 5 años de servicio clínico [77]. El programa realiza una conversión desde ciclos hasta años de funcionamiento, permitiendo expresar la vida útil estimada del implante o del pilar en una unidad de medida más representativa desde un punto de vista clínico.

Finalmente, el código calcula distintos factores de seguridad a fatiga utilizando los criterios de Goodman, Soderberg y Gerber, además de verificar la condición de fluencia estática mediante el criterio de Langer.

El código completo utilizado para el procesamiento de resultados, cálculo de vida útil y determinación de factores de seguridad se incluye en el Anexo 8.1.

4.11. Declaración sobre el uso ético de modelos de lenguaje de gran escala (LLMs)

Durante el desarrollo de la presente investigación se utilizaron herramientas basadas en Modelos de Lenguaje de Gran Escala (Large Language Models, LLMs) como apoyo en distintas etapas del trabajo. Estas herramientas fueron empleadas para facilitar la búsqueda de literatura científica relevante, apoyar la redacción y mejora de algunos apartados del documento, asistir en la búsqueda de configuraciones de parámetros para el software ANSYS, apoyo en el desarrollo del código de Python y explorar posibles enfoques para el análisis e interpretación de los resultados obtenidos. Toda la información proporcionada por estas herramientas fue revisada de manera crítica.

5. Resultados

5.1. Análisis estático de la solución implantaria posterior

5.1.1. Pilar SSC

Las Figuras 5.1 y 5.2 presentan la distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises obtenida para el pilar bajo las condiciones de carga definidas en la metodología.

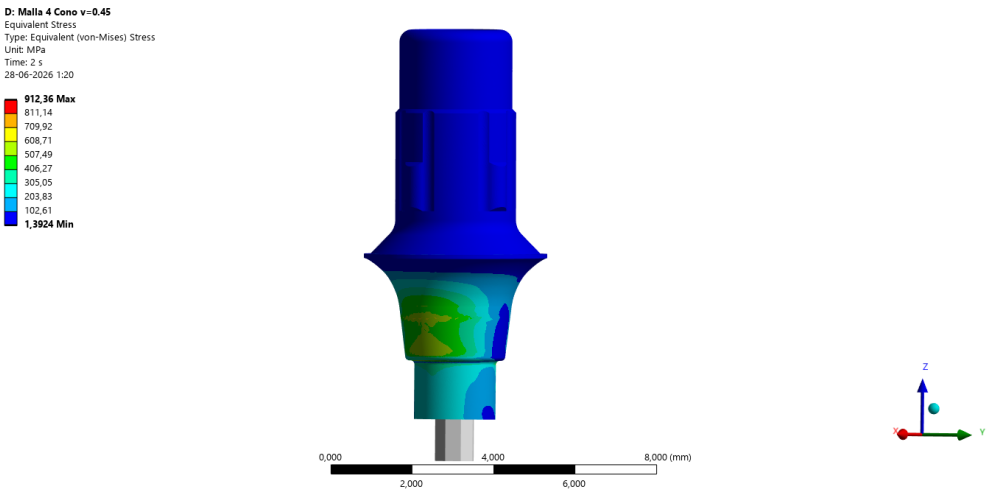


Figura 5.1: Distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises en el pilar SSC. Vista isométrica del pilar.

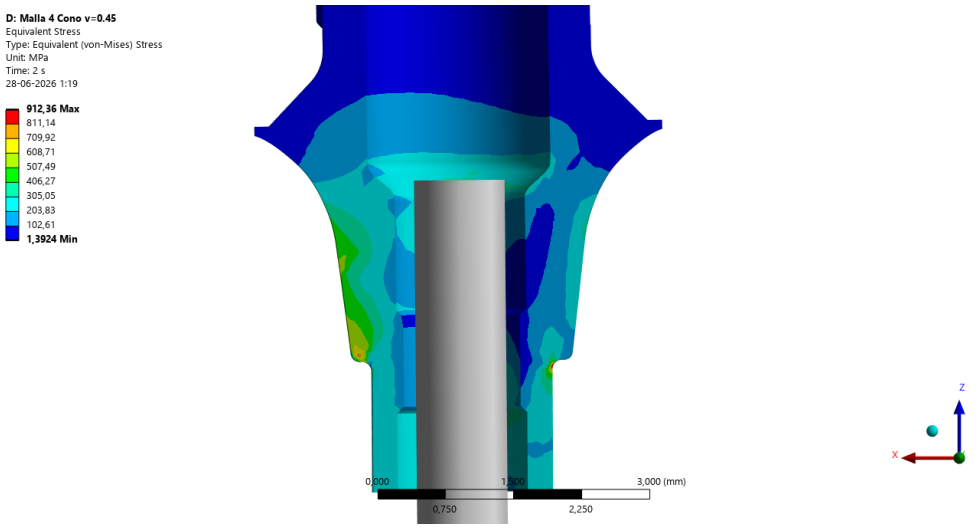


Figura 5.2: Distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises en el pilar SSC. Corte tranversal del pilar.

En base a la región crítica observada, se efectuó un refinamiento de la malla en el cono del pilar, evaluando el esfuerzo equivalente obtenido para distintos tamaños de elemento. Los resultados del estudio se presentan en la Figura 5.3, donde puede observarse que, a medida que disminuye el tamaño de los elementos, el esfuerzo converge hacia un valor prácticamente constante, sin presentar variaciones significativas entre los refinamientos más finos. Además, el mallado se presenta en la Figura 5.4.

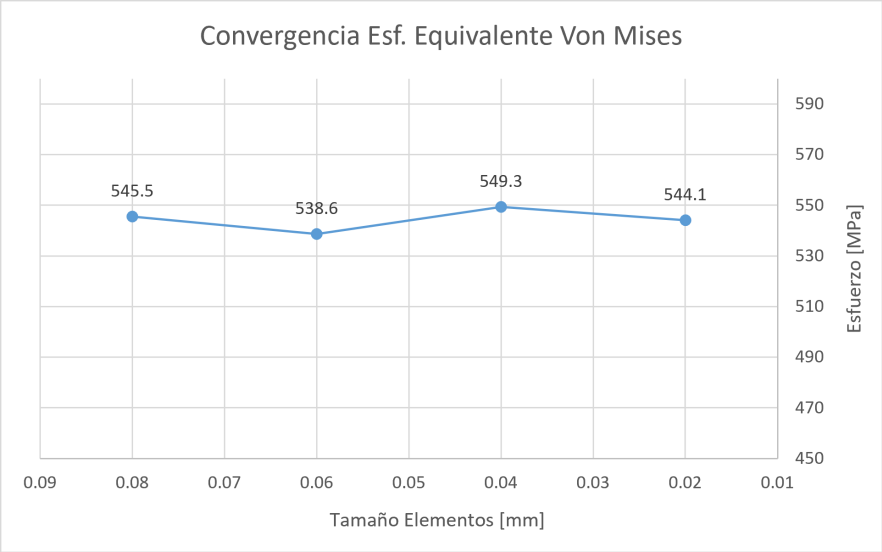


Figura 5.3: Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica del pilar.

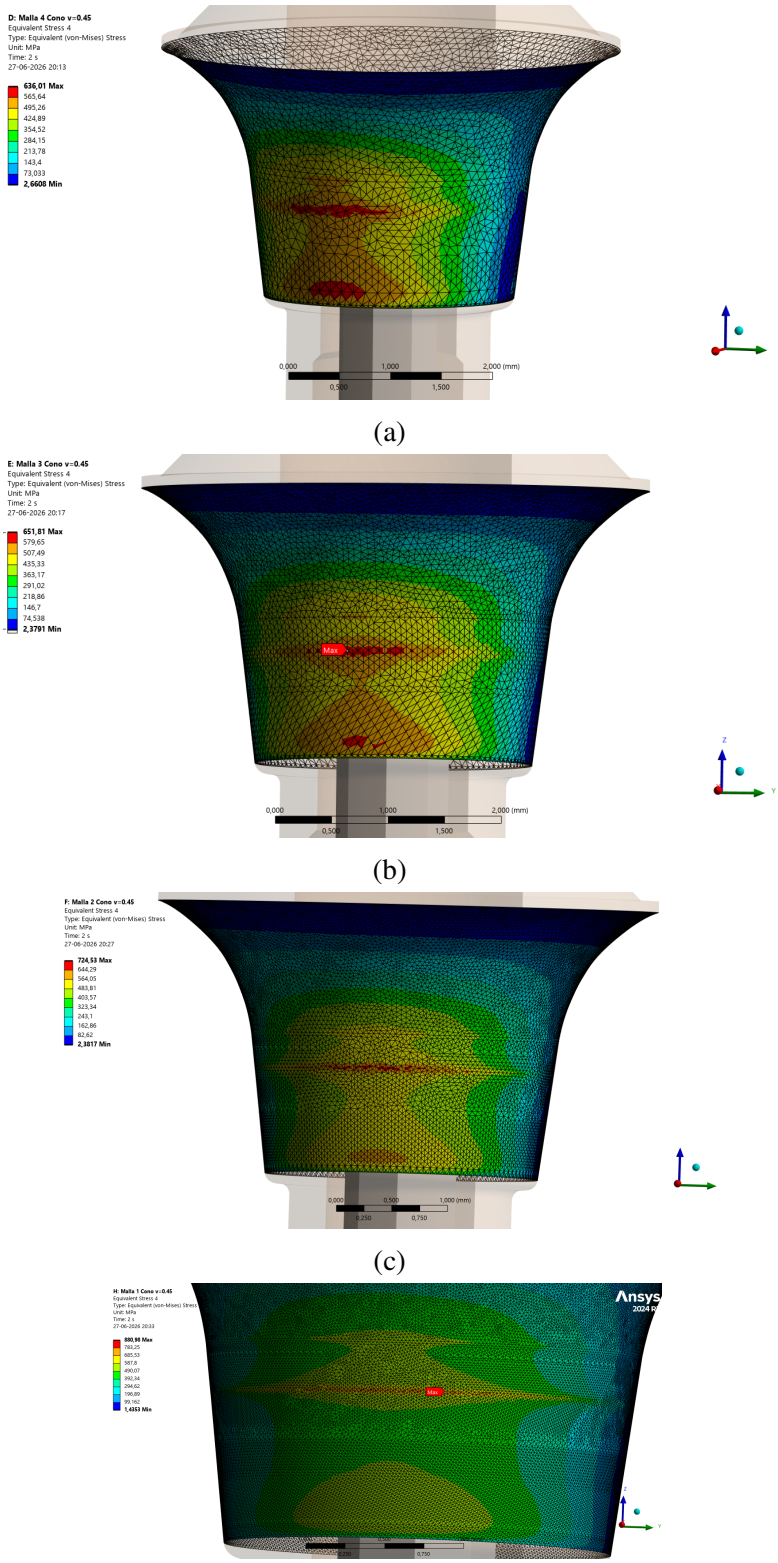


Figura 5.4: Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia del Pilar SSC. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,08 mm. b) 0,06 mm. c) 0,04 mm. d) 0,02 mm.

En particular, los dos refinamientos de mayor resolución entregaron esfuerzos máximos de 549.3 MPa y 545.5 MPa, respectivamente. La diferencia relativa porcentual entre ambos resultados es de aproximadamente 0.96 % lo que indica que un refinamiento adicional no produce cambios relevantes en la magnitud del esfuerzo calculado. De esta manera, se considera que la solución numérica alcanzó la convergencia y que la discretización es adecuada para representar el comportamiento mecánico del pilar.

Para efectos del análisis, se reporta como esfuerzo máximo el valor correspondiente al mayor esfuerzo obtenido entre las mallas convergidas, con el propósito de realizar un análisis conservador. Así, σ_{max} = 549,3 MPa, cuya ubicación en el mapa de esfuerzos del pilar se observa en la Figura 5.5

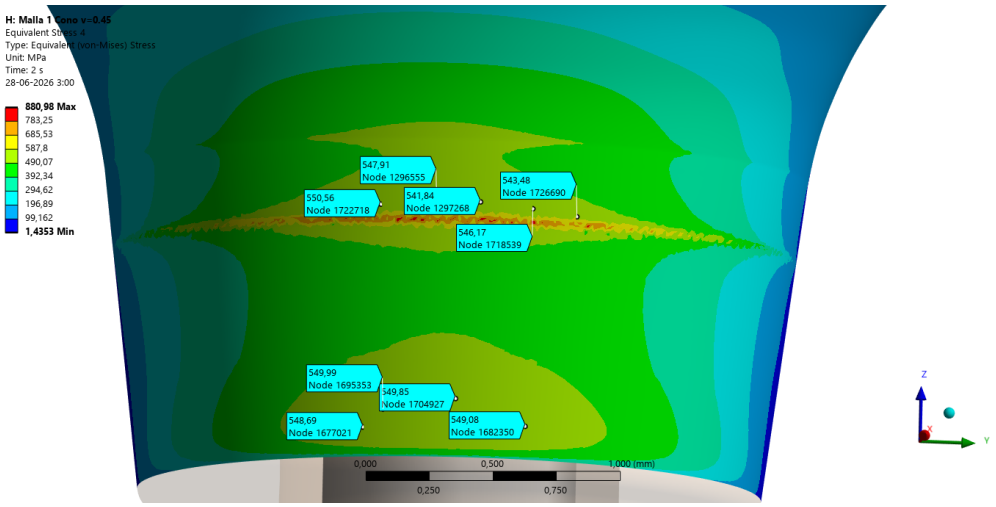


Figura 5.5: Ubicación del esfuerzo máximo en el Pilar SSC de la solución implantaria posterior.

Finalmente, utilizando la relación 4.1, se calcula el Factor de Seguridad estático del componente, obteniendo $FS = 1,69$.

5.1.2. Implante posterior

La Figura 5.6 presenta la distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises obtenida para el Implante posterior bajo las condiciones de carga definidas en la metodología.

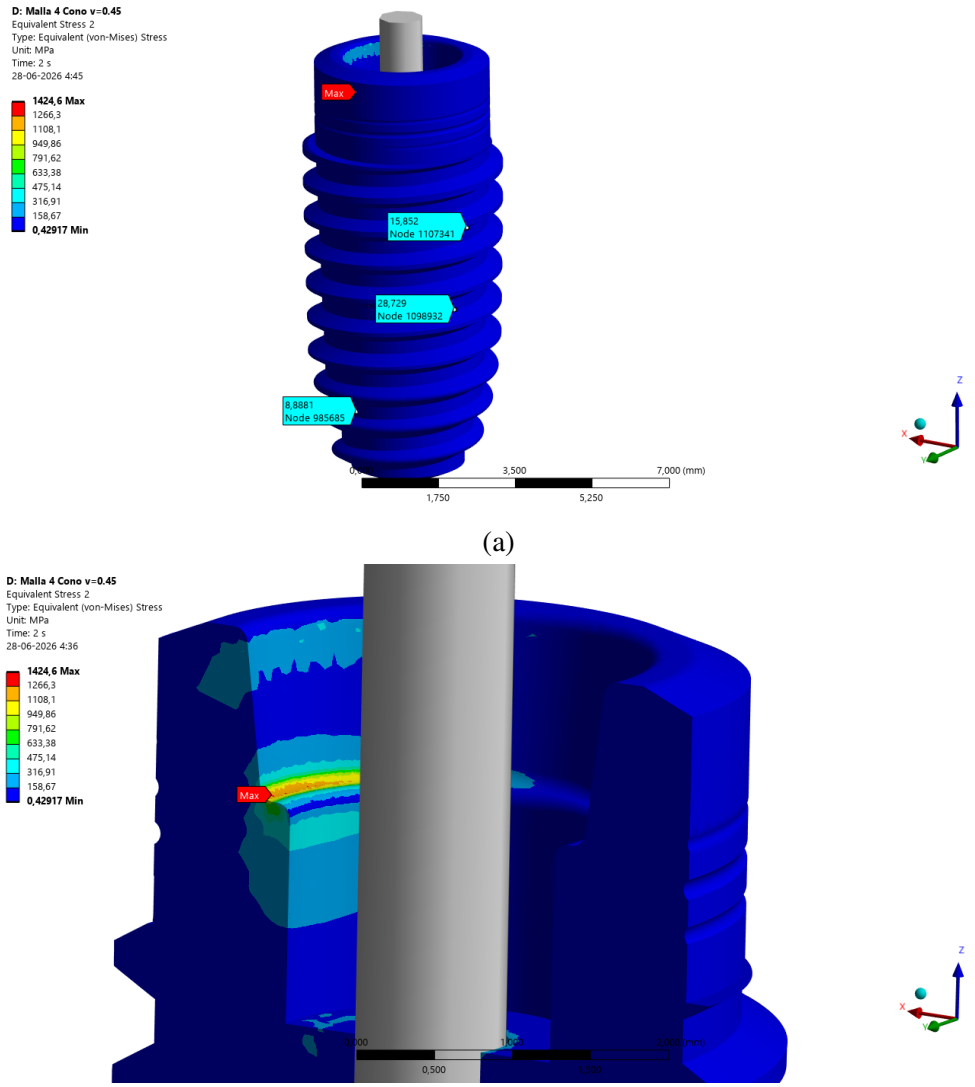


Figura 5.6: Disitribución Esfuerzo equivalente de Von Mises en el implante posterior. a) Vista isométrica del Implante. b) Corte transversal del Implante.

En base a la región crítica observada, se efectuó un refinamiento de la malla en el cono de unión del Implante, evaluando el esfuerzo equivalente obtenido para distintos tamaños de elemento. Los resultados del estudio se presentan en la Figura 5.7, donde se observa que, a medida que disminuye el tamaño de los elementos, el esfuerzo converge hacia un valor prácticamente constante, sin presentar variaciones significativas entre los refinamientos más finos. Además, el mallado se presenta en la Figura 5.8.

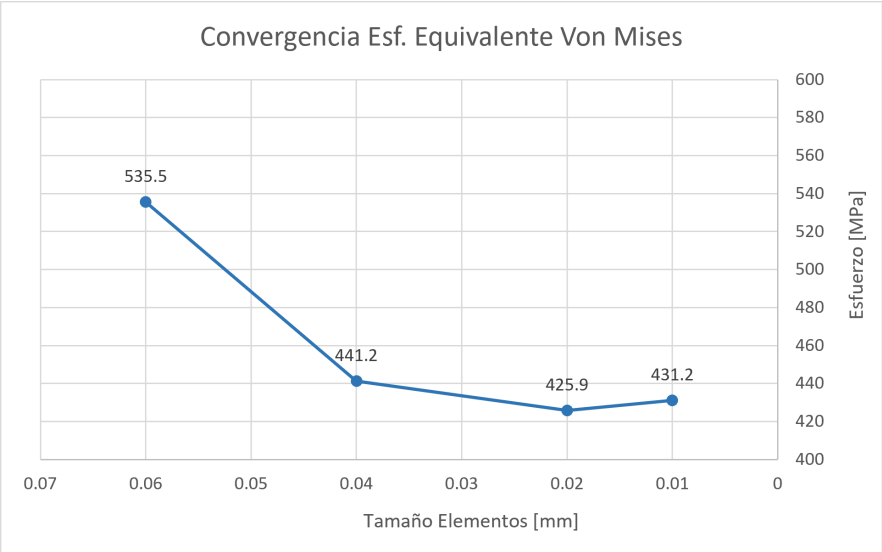


Figura 5.7: Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica del Implante.

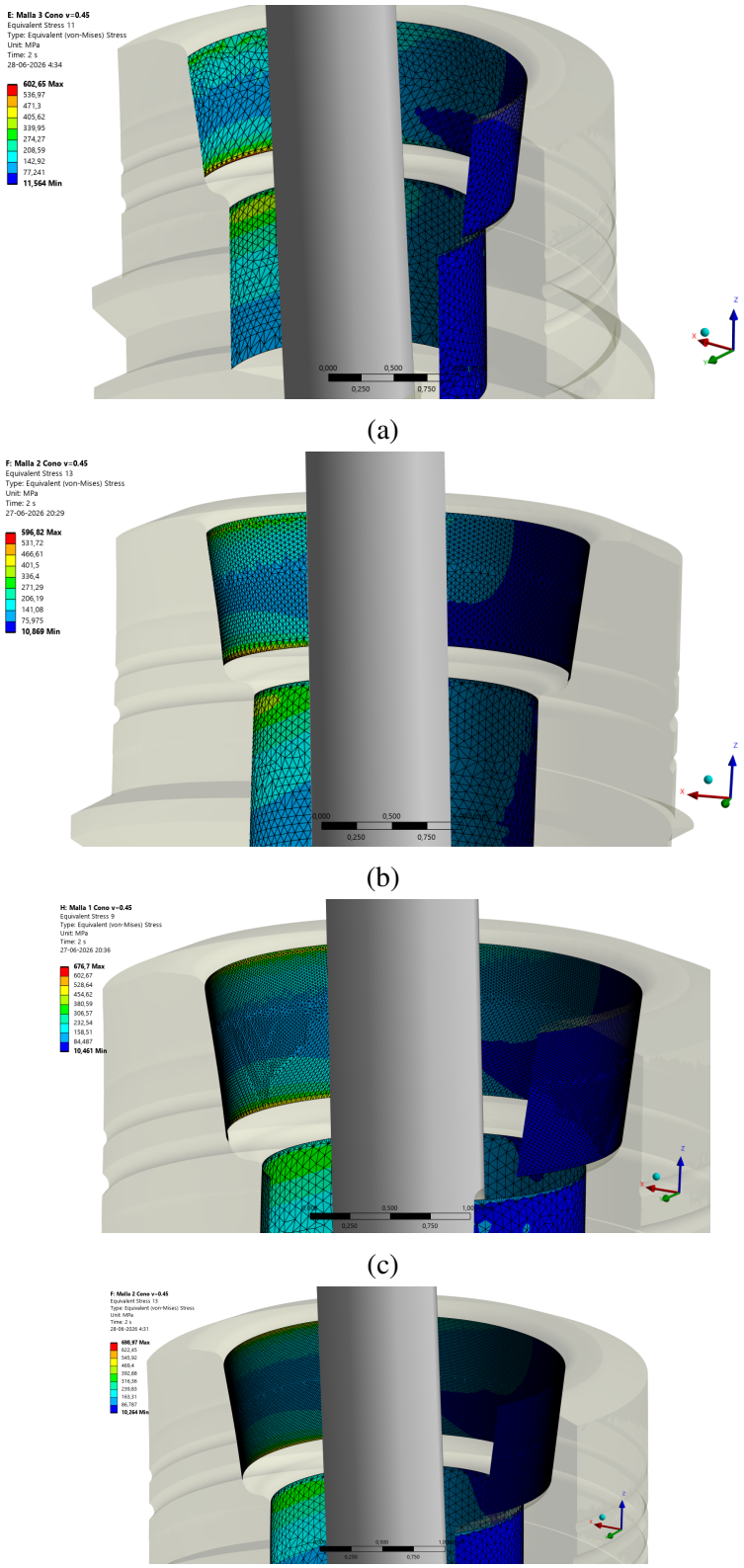


Figura 5.8: Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia del Implante posterior. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,06 mm. b) 0,04 mm. c) 0,02 mm. d) 0,01 mm.

Los dos refinamientos de mayor resolución entregaron esfuerzos máximos de 425,9 MPa y 431,2 MPa, respectivamente. La diferencia relativa porcentual entre ambos resultados es de aproximadamente 1,23 % lo que indica que un refinamiento adicional no produce cambios relevantes en la magnitud del esfuerzo calculado. De esta manera, se considera que la solución numérica alcanzó la convergencia y que la discretización es adecuada para representar el comportamiento mecánico del Implante posterior.

Para efectos del análisis, se reporta como esfuerzo máximo el valor correspondiente al mayor esfuerzo obtenido entre las ultimas tres mallas convergidas, con el propósito de realizar un análisis conservador. Así, σ_{max} = 441,2 MPa, cuya ubicación en el mapa de esfuerzos del implante se observa en la Figura 5.9

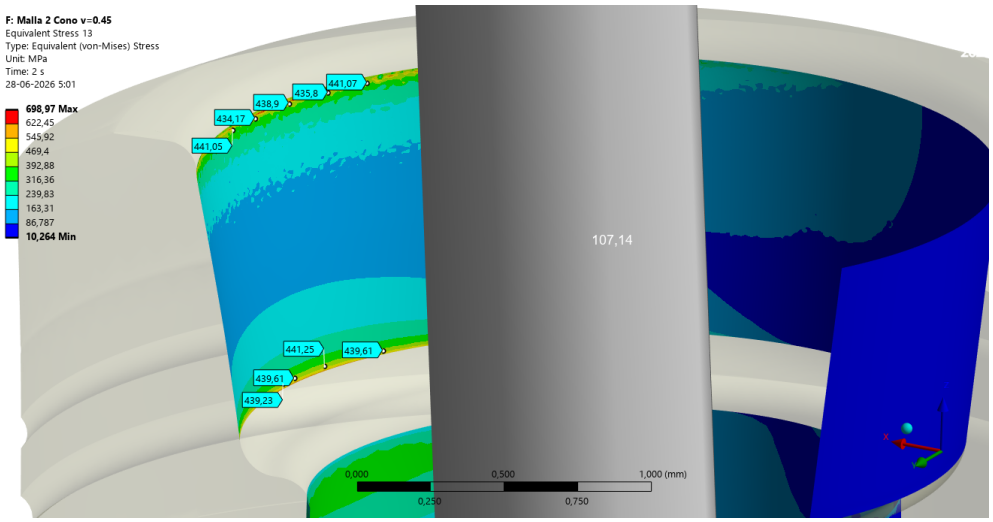


Figura 5.9: Ubicación del esfuerzo máximo en el Implante de la solución implantaria posterior.

Finalmente, utilizando la relación 4.1, se calcula el Factor de Seguridad estático del componente, obteniendo FS = 2,11.

5.1.3. Corona posterior

La Figura 5.10 presenta la distribución del esfuerzo principal máximo obtenida para la Corona Molar bajo las condiciones de carga definidas en la metodología.

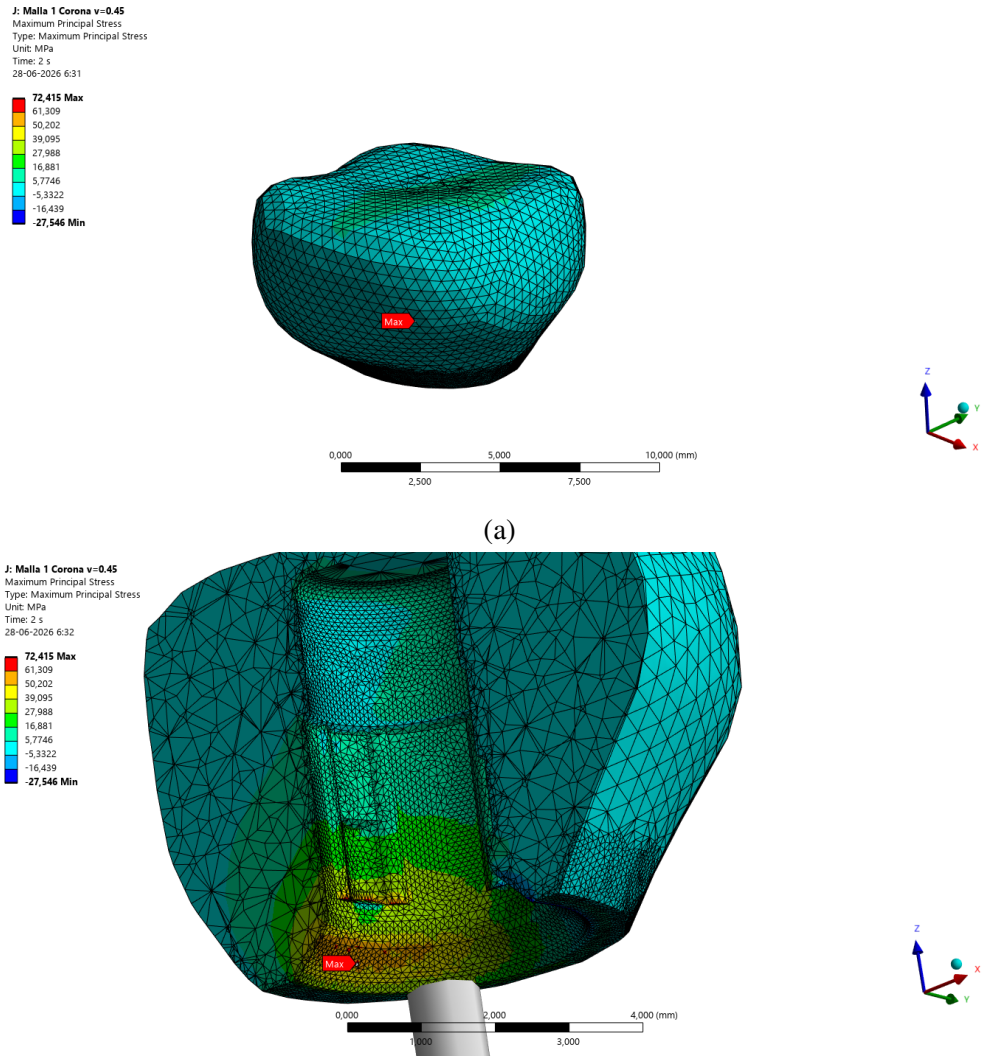


Figura 5.10: Distribución Esfuerzo principal máximo en la corona molar. a) Vista isométrica Corona posterior. b) Corte transversal Corona posterior.

En base a la región crítica observada, se efectuó un refinamiento de la malla en el la interfaz de unión con el pilar, evaluando el esfuerzo principal máximo obtenido para distintos tamaños de elemento. Los resultados del estudio se presentan en la Figura 5.11, donde se observa que, a medida que disminuye el tamaño de los elementos, el esfuerzo converge hacia un valor prácticamente constante, sin presentar variaciones significativas entre los refinamientos más finos. Además, el mallado se presenta en la Figura 5.12.

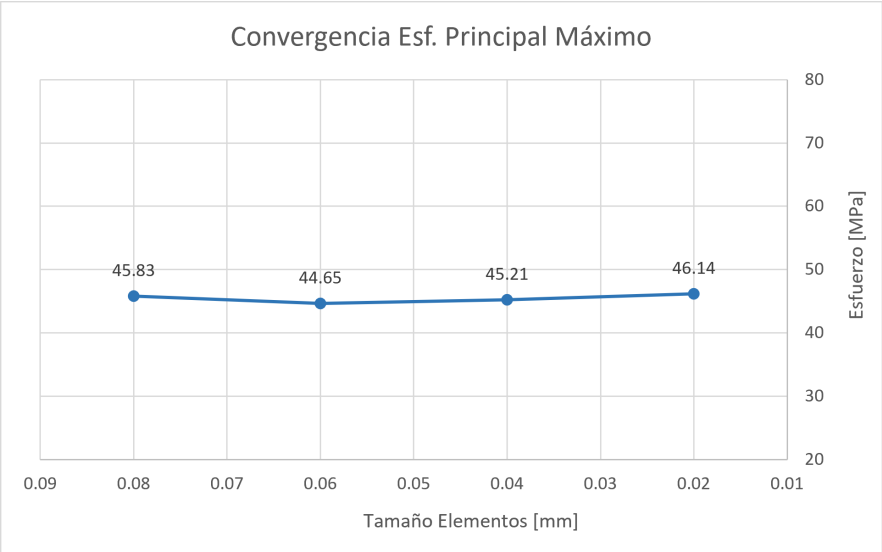
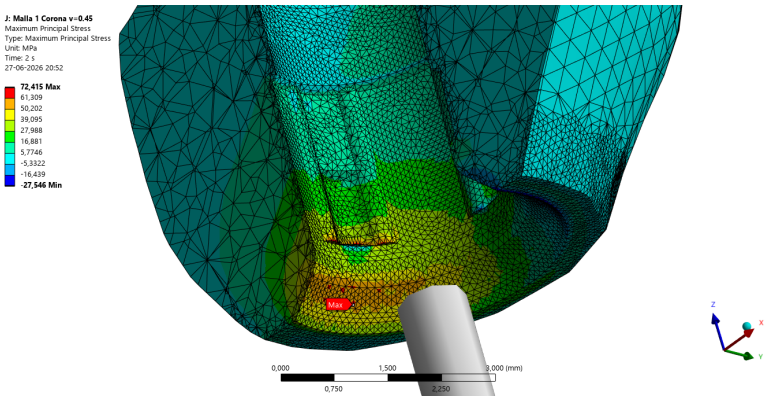
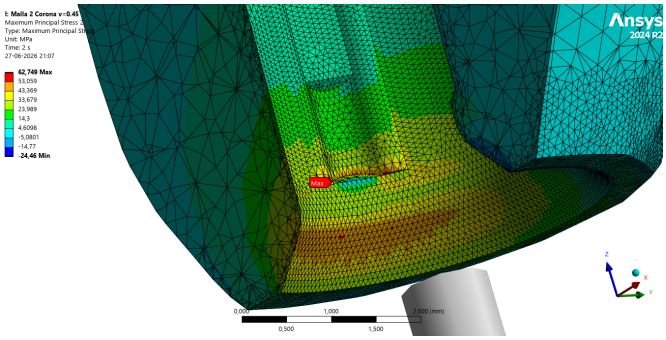


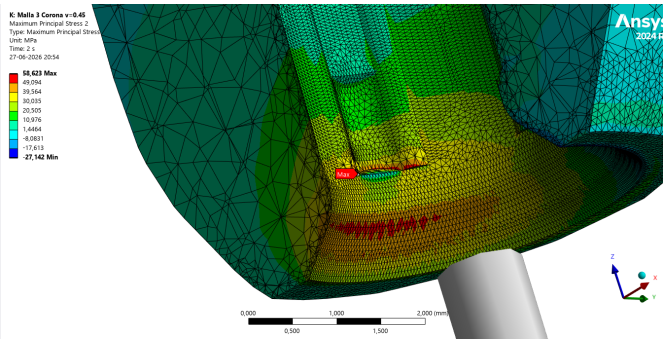
Figura 5.11: Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica de la Corona posterior.



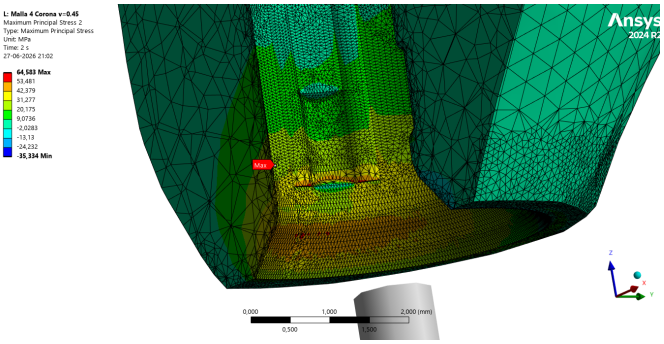
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 5.12: Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia de la Corona molar. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,08 mm. b) 0,06 mm. c) 0,04 mm. d) 0,02 mm.

Los dos refinamientos de mayor resolución entregaron esfuerzos máximos de 45,21 MPa y 46,14 MPa, respectivamente. La diferencia relativa porcentual entre ambos resultados es de aproximadamente 2,02 % lo que indica que un refinamiento adicional no produce cambios relevantes en la magnitud del esfuerzo calculado. De esta manera, se considera que la solución numérica alcanzó la convergencia y que la discretización es adecuada para representar el comportamiento mecánico de la Corona posterior.

Para efectos del análisis, se reporta como esfuerzo principal máximo el valor correspondiente al mayor esfuerzo obtenido entre las ultimas tres mallas convergidas, con el propósito de realizar un análisis conservador. Así, σ_{max} = 46,14 MPa, cuya ubicación en el mapa de esfuerzos de la Corona molar se observa en la Figura 5.13

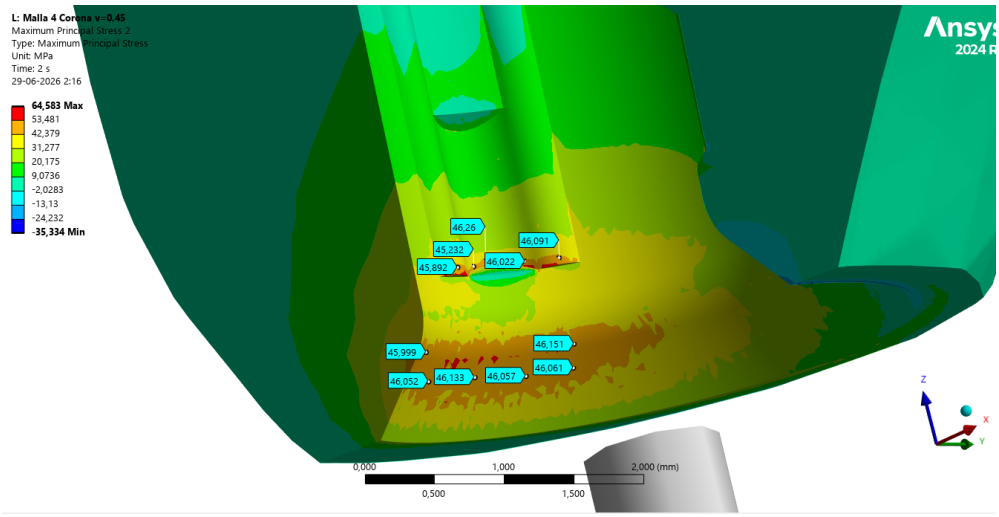
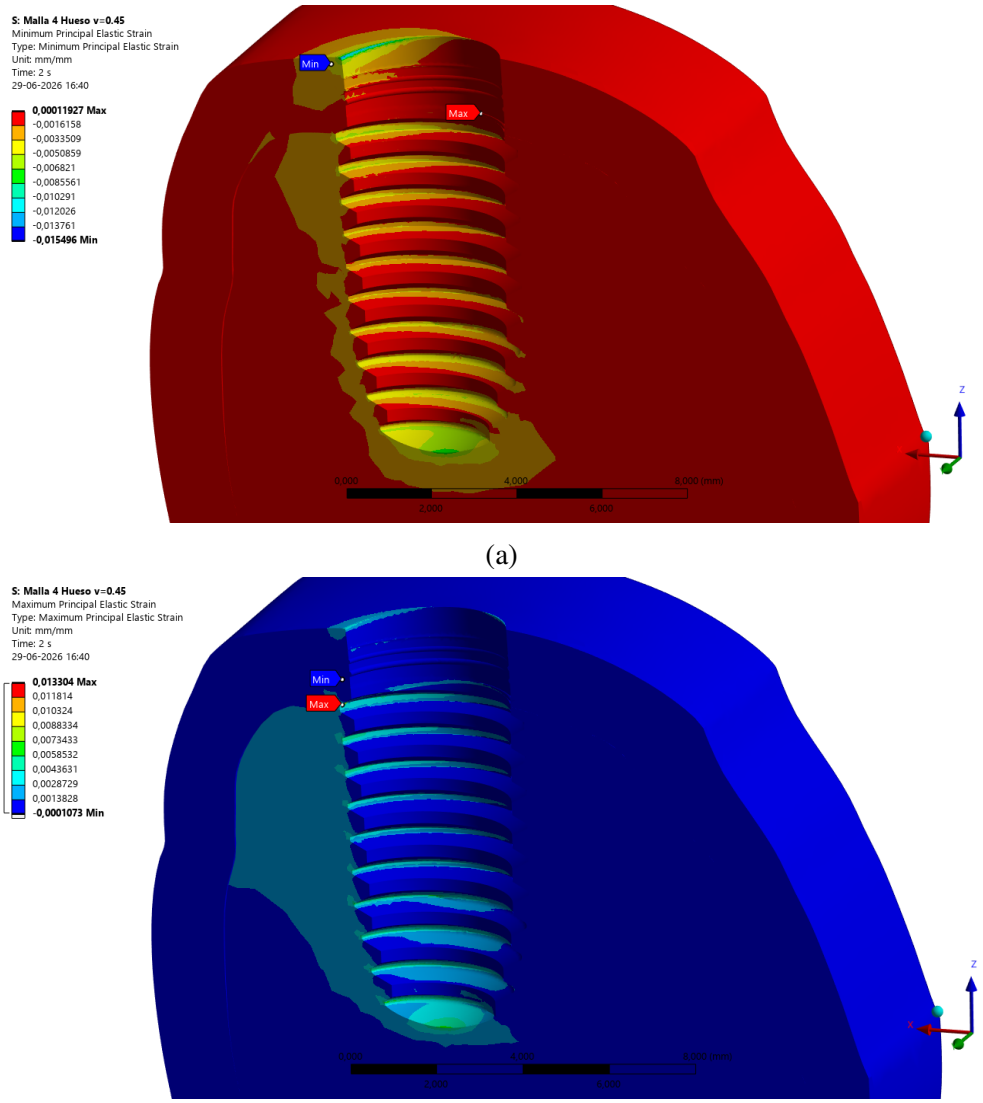


Figura 5.13: Ubicación del esfuerzo máximo en la Corona de la solución implantaria posterior.

Finalmente, utilizando la relación 4.1, se calcula el Factor de Seguridad estático del componente, obteniendo $FS = 19,51$.

5.1.4. Hueso cortical y trabecular posterior

Las Figuras 5.14a y 5.14b presentan, respectivamente, la distribución de la Deformación Principal mínima y máxima obtenida para el Hueso posterior bajo las condiciones de carga definidas en la metodología.

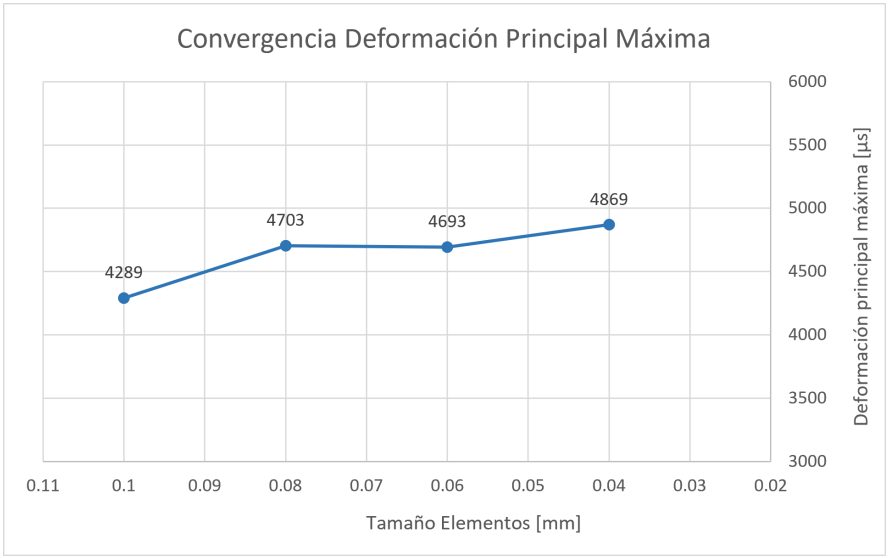


(a)

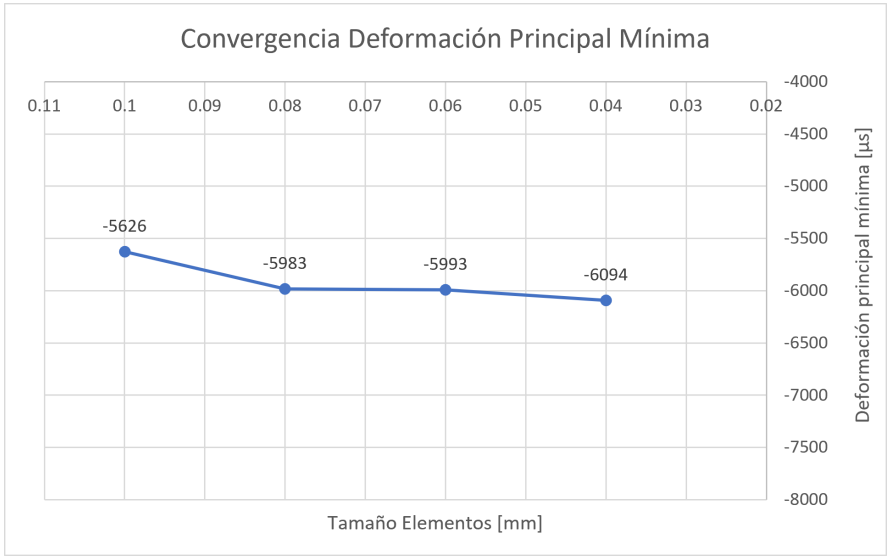
(b)

Figura 5.14: Disitribución Deformación Principal en el Hueso posterior. a) Def. Principal Mínima. b) Def. Principal Máxima.

En base a la región crítica observada, se efectuó un refinamiento de la malla en la interfaz de contacto Hueso-Implante, evaluando la Deformación Principal Mínima y Máxima obtenida para distintos tamaños de elemento. Los resultados del estudio se presentan en la Figura 5.15, donde se observa que, a medida que disminuye el tamaño de los elementos, el Strain Principal converge hacia un valor prácticamente constante, sin presentar variaciones significativas entre los refinamientos más finos. Además, el mallado se presenta en la Figura 5.16 considerando solo el Esfuerzo Principal Mínimo con fines de representación gráfica de la malla.

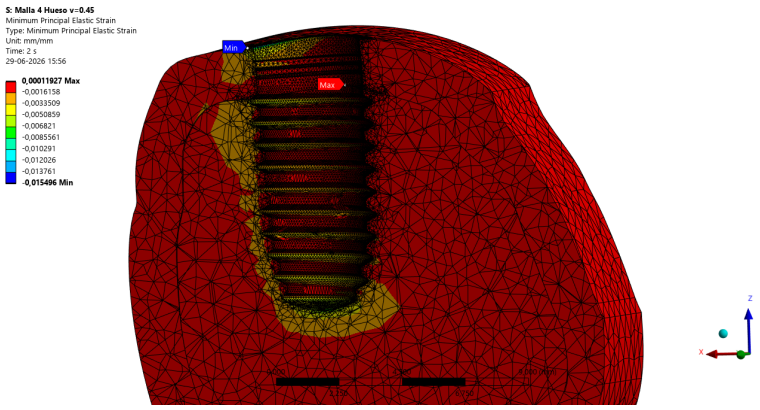


(a)

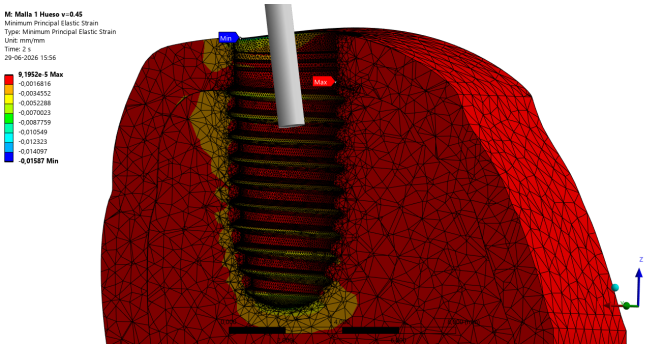


(b)

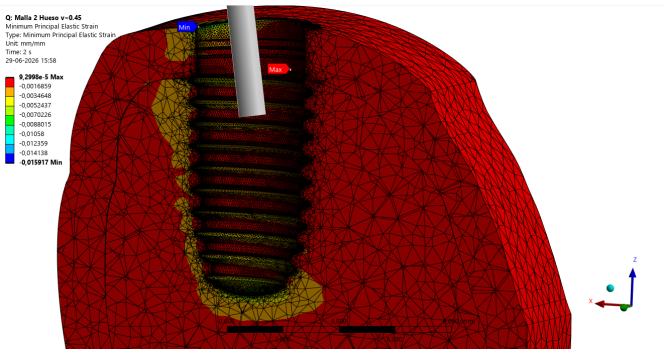
Figura 5.15: Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica del Hueso Posterior. a) Def. Principal Máxima. b) Def. Principal Mínima.



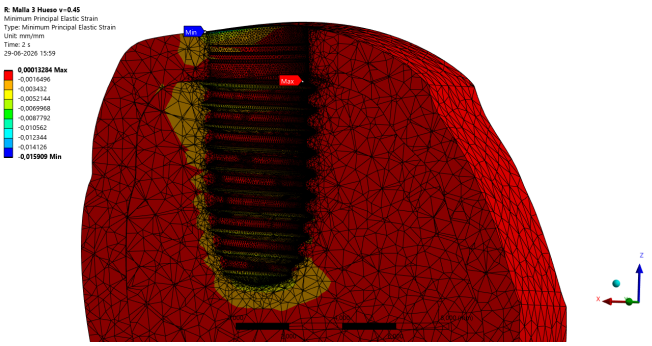
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 5.16: Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia de la Corona molar. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,10 mm. b) 0,08 mm. c) 0,06 mm. d) 0,04 mm.

Para el Strain Principal Mínimo, los dos refinamientos de mayor resolución entregaron deformaciones mínimas de - 5 993 $\mu\varepsilon$ y -6 094 $\mu\varepsilon$. La diferencia relativa porcentual entre ambos resultados es de aproximadamente 1,66 % lo que indica que un refinamiento adicional no produce cambios relevantes en la magnitud del Strain calculado.

Para efectos del análisis, se reporta como Deformación Principal Mínima el valor correspondiente al menor Strain obtenido entre las últimas tres mallas convergidas, con el propósito de realizar un análisis conservador. Así, $\mu\varepsilon_{\text{mín}} = -6094\,\mu\varepsilon$, cuya ubicación en el mapa de Strain Principal del hueso posterior se observa en la Figura 5.17.

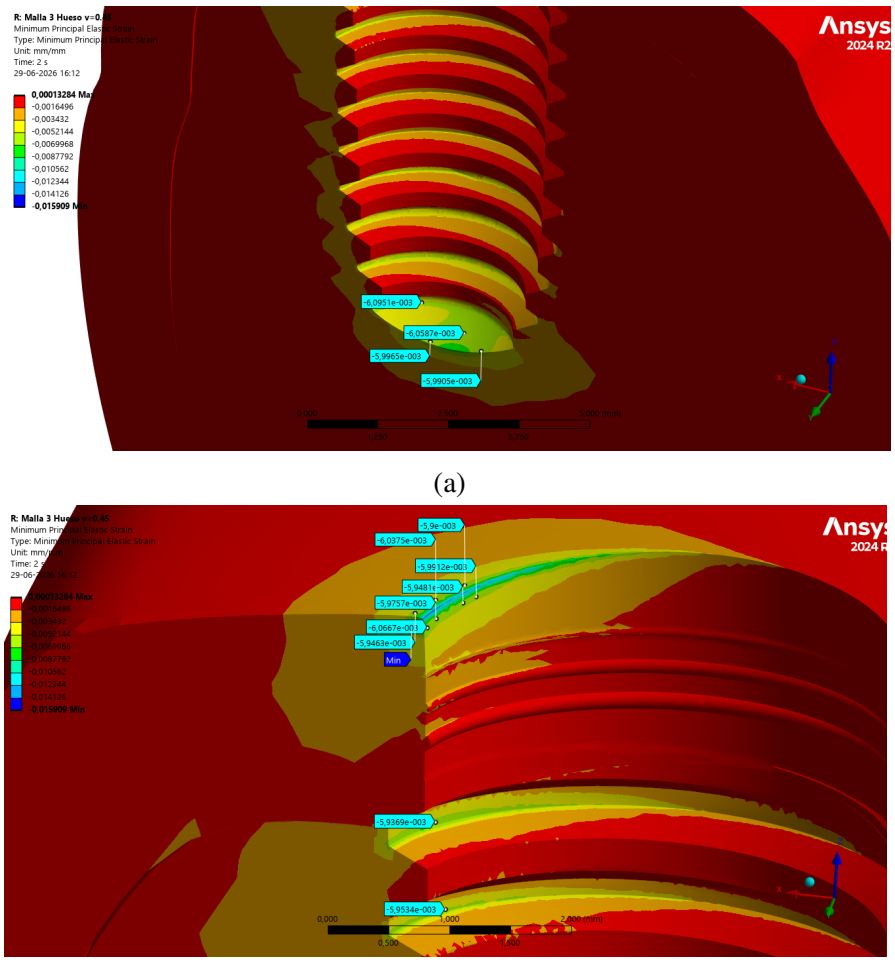
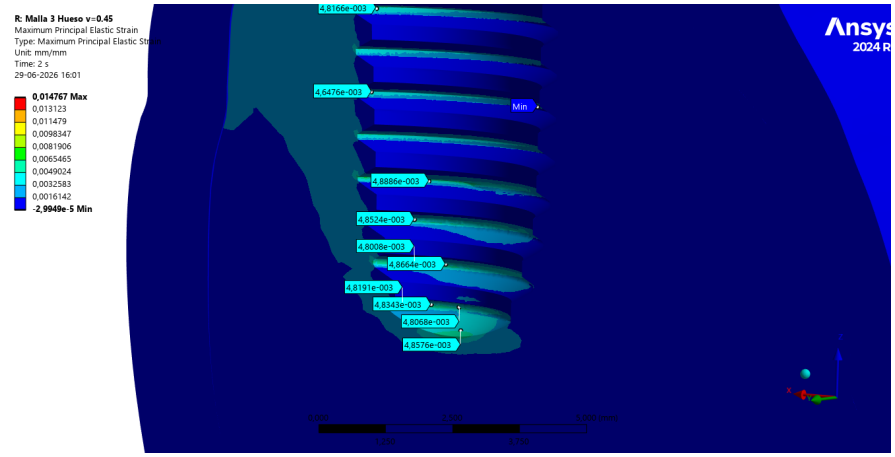


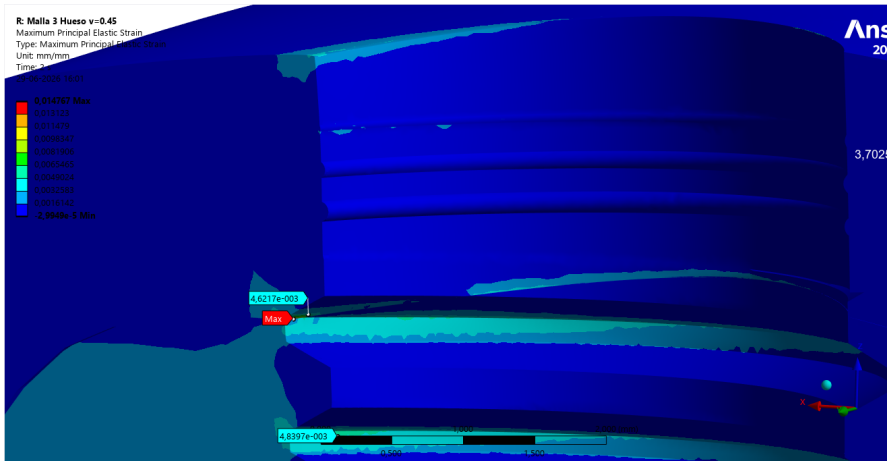
Figura 5.17: Ubicación de la Def. Principal Mínima en el Hueso de la solución implantaria posterior. a) Zona inferior. b) Zona superior.

Para el Strain Principal Máximo, los dos refinamientos de mayor resolución entregaron deformaciones máximas de 4 693 $\mu\varepsilon$ y 4 869 $\mu\varepsilon$. La diferencia relativa porcentual entre ambos resultados es de aproximadamente 3,61 % lo que indica que un refinamiento adicional no produce cambios relevantes en la magnitud del Strain calculado.

Para efectos del análisis, se reporta como Deformación Principal Máxima el valor correspondiente al mayor Strain obtenido entre las últimas tres mallas convergidas, con el propósito de realizar un análisis conservador. Así, $\mu\varepsilon_{\text{máx}} = 4869\,\mu\varepsilon$, cuya ubicación en el mapa de Strain Principal del hueso posterior se observa en la Figura 5.18.



(a)



(b)

Figura 5.18: Ubicación del Strain Principal Máximo en el Hueso de la solución implantaria posterior. a) Zona inferior. b) Zona superior.

5.1.5. Tejido gingival posterior

La Figura 5.19 presenta la distribución de la Deformación elástica equivalente obtenida para el Tejido Gingival posterior bajo las condiciones de carga definidas en la metodología.

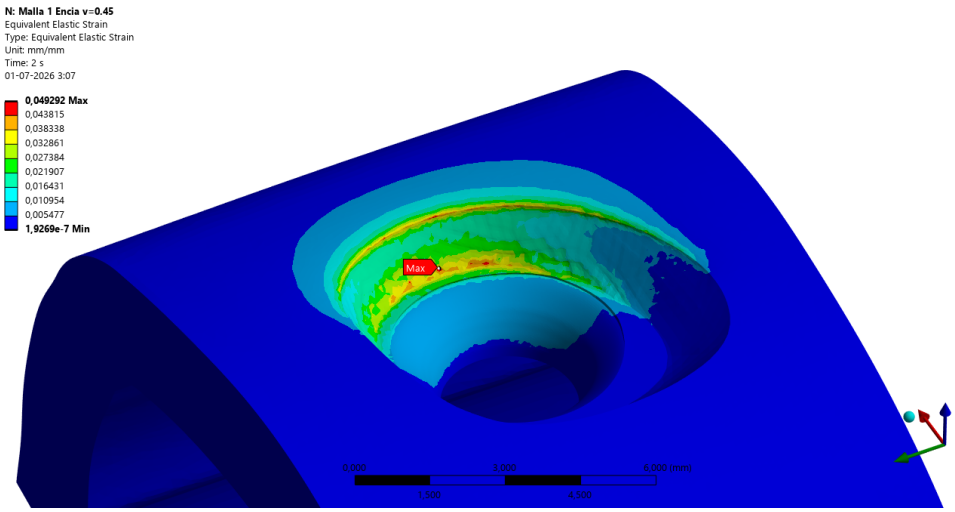


Figura 5.19: Distribución de la Deformación elástica equivalente en el tejido gingival posterior.

En base a la región crítica observada, se efectuó un refinamiento de la malla en la región mostrada previamente en la Figura 4.45, evaluando el Equivalent Elastic Strain obtenido para distintos tamaños de elemento. Los resultados del estudio se presentan en la Figura 5.20, donde se observa que, a medida que disminuye el tamaño de los elementos, el Strain converge hacia un valor prácticamente constante, sin presentar variaciones significativas entre los refinamientos más finos. Además, el mallado se presenta en la Figura 5.21.

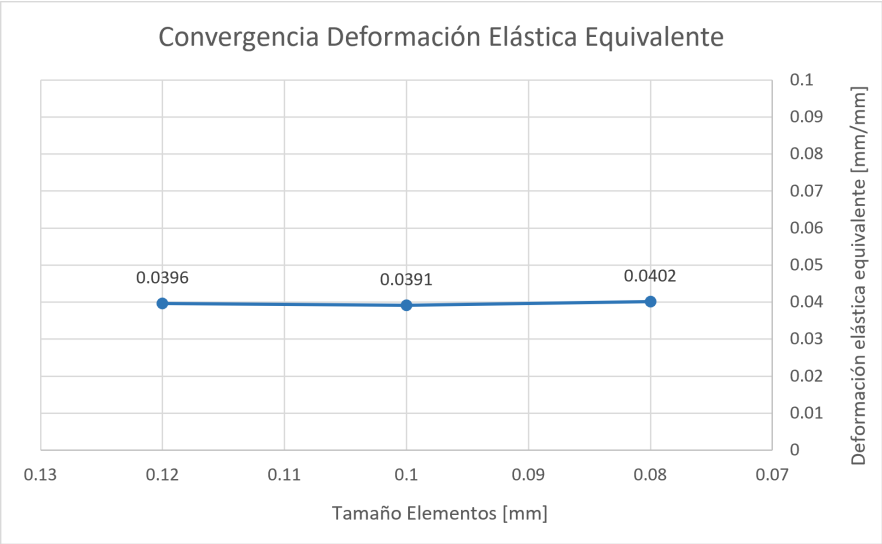
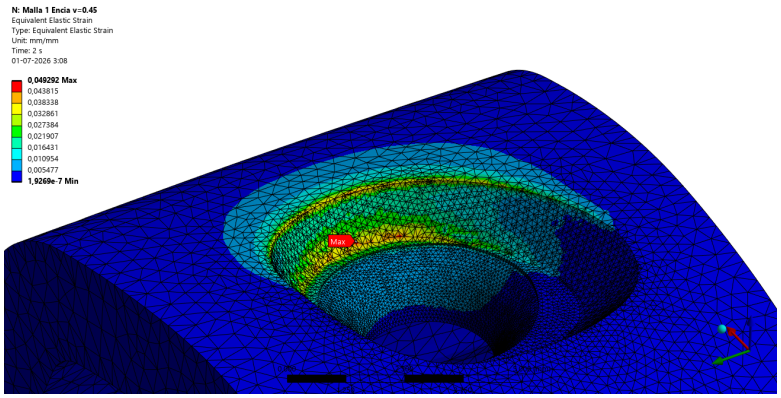
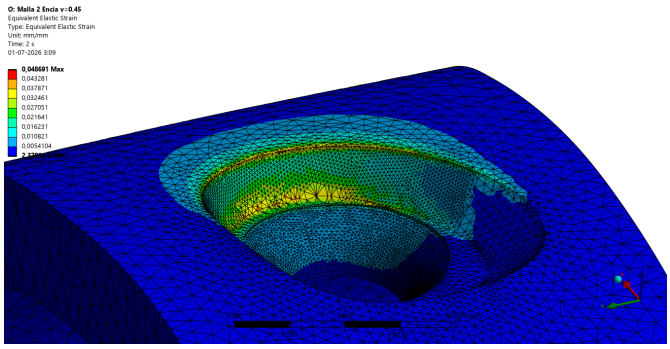


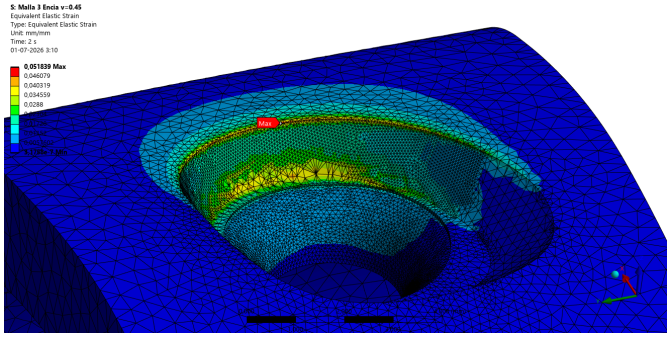
Figura 5.20: Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica del Tejido gingival posterior.



(a)



(b)



(c)

Figura 5.21: Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia en el Tejido gingival posterior. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,12 mm. b) 0,10 mm. c) 0,08 mm.

Los dos refinamientos de mayor resolución entregaron deformaciones elásticas equivalentes de 0,0391 mm/mm y 0,0402 mm/mm, respectivamente. La diferencia relativa porcentual entre ambos resultados es de aproximadamente 2,74 %, lo que indica que un refinamiento adicional no produce cambios relevantes en la magnitud de la deformación elástica equivalente calculada. De esta manera, se considera que la solución

numérica alcanzó la convergencia y que la discretización empleada es adecuada para representar el comportamiento mecánico del tejido gingival posterior.

Para efectos del análisis, se reporta como Deformación elástica equivalente máxima el valor correspondiente al mayor esfuerzo obtenido entre las mallas convergidas, con el propósito de realizar un análisis más conservador. Así, $\varepsilon_{\text{máx}} = 0{,}0402\,\text{mm/mm}$, cuya ubicación en el mapa de Strain del Tejido gingival se observa en la Figura 5.22

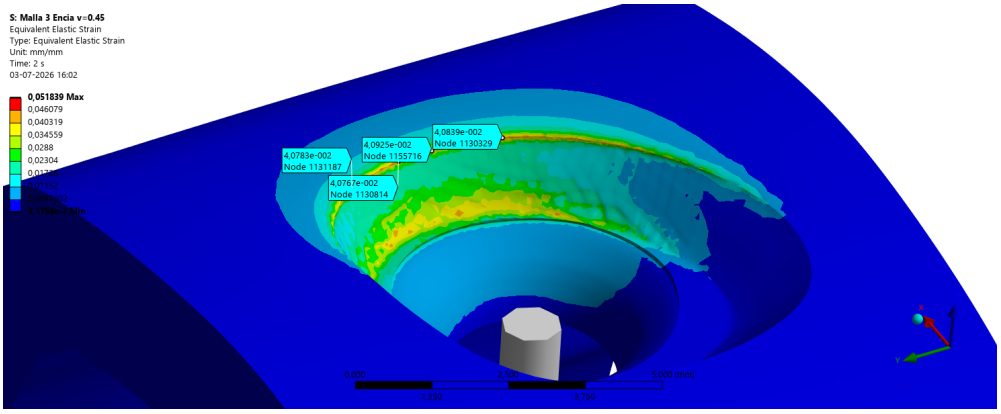
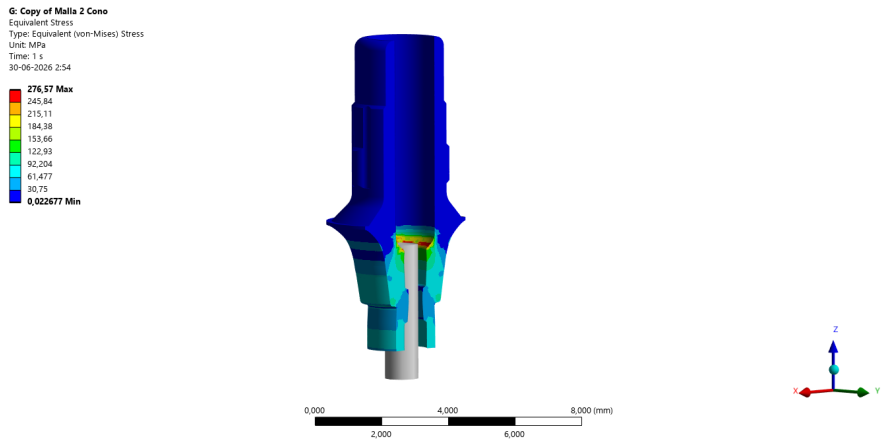


Figura 5.22: Ubicación de la deformación elástica equivalente máxima en el Tejido gingival de la solución implantaria posterior.

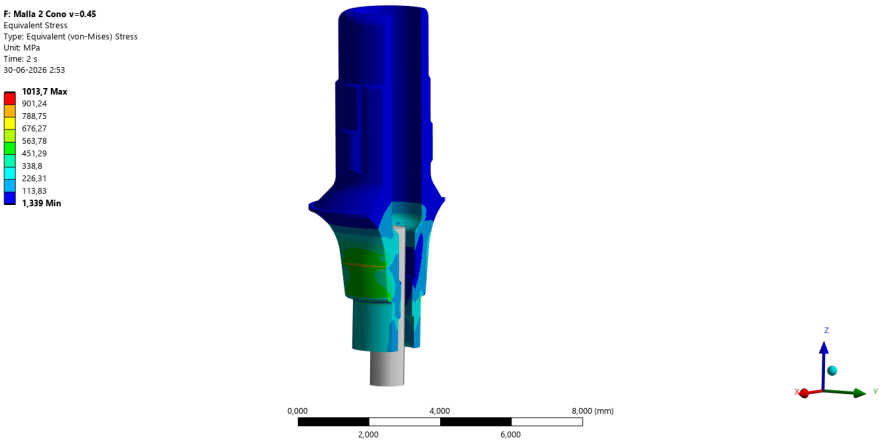
5.2. Análisis a fatiga de la solución implantaria posterior

5.2.1. Pilar SSC

Con el objetivo de evaluar la respuesta a fatiga del Pilar SSC correspondiente al montaje posterior, se obtuvieron inicialmente las distribuciones de esfuerzo equivalente de Von Mises para los dos estados de carga considerados en la metodología. La Figura 5.23a presenta el mapa de esfuerzos generado únicamente por la aplicación de la pretensión del tornillo, mientras que la Figura 5.23b muestra la distribución de esfuerzos correspondiente al estado de carga resultante de la combinación entre la pretensión y la carga oclusal.



(a)



(b)

Figura 5.23: Distribución esfuerzo equivalente de Von Mises en el Pilar SSC en los dos estados considerados: a) Sólo pretensión. b) Pretensión y carga oclusal.

Para el caso de la pretension, el valor máximo de esfuerzo fue determinado utilizando el percentil 99 (P99) sobre la región mostrada en la Figura 4.53 y su valor fue

$$\sigma_{\text{max, pretensión}} = 91{,}46 \text{ MPa}$$

mientras que para el caso de pretensión con carga oclusal se utilizó

$$\sigma_{\text{max, oclusal}} = 549{,}3 \text{ MPa}$$

valor que fue reportado previamente en la sección 5.1.1.

A partir de las propiedades mecánicas del material y de los factores de corrección definidos previamente en la metodología, se determinó el límite de resistencia a la fatiga corregido mediante la ecuación de Marín, obteniéndose un valor de

$$S_e = 446{,}2 \text{ MPa} \tag{5.1}$$

y con esto, el factor C resultó

$$C = 0{,}97 \tag{5.2}$$

por lo que la ecuación 5.3 queda

$$\sigma_{\text{corr}}(N) = 0{,}97 \left[1700 \left(N - 4900\right)^{-0{,}2} + 440\right] \tag{5.3}$$

Posteriormente, utilizando los valores de esfuerzo obtenidos para ambos estados de carga, el programa desarrollado en Python identificó el nodo crítico del pilar, correspondiente al punto donde se produce la condición más desfavorable para el análisis de fatiga. El nodo identificado corresponde al número 1 140 450, cuya ubicación se muestra en la Figura 5.24.

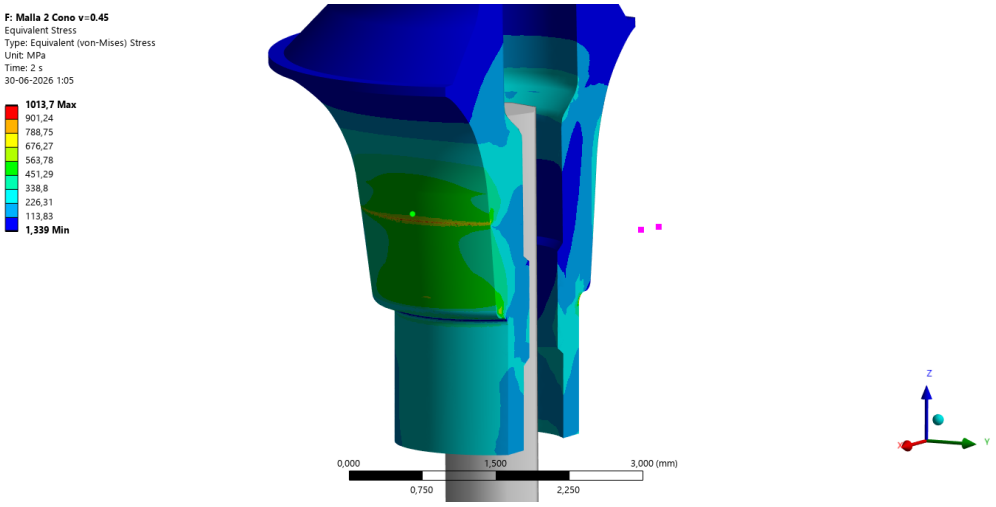


Figura 5.24: Ubicación del nodo crítico para evaluación a fatiga.

Conocido el nodo crítico, se calcularon los parámetros necesarios para la evaluación de la vida útil del componente. La Tabla 5.1 resume los valores de esfuerzo determinados en el análisis, incluyendo el esfuerzo máximo, el esfuerzo mínimo, el

esfuerzo alternante, el esfuerzo medio y el esfuerzo alternante equivalente corregido mediante el criterio de Goodman.

Tabla 5.1: Parámetros de esfuerzo obtenidos en el nodo crítico para la evaluación de la vida a fatiga del pilar SSC.

Parámetro	**Valor [MPa]**
Esfuerzo máximo, $\sigma_{\text{máx}}$	548.98
Esfuerzo mínimo, $\sigma_{\text{mín}}$	56.10
Rango de esfuerzo, $\Delta\sigma$	492.88
Esfuerzo alternante, σ_a	246.44
Esfuerzo medio, σ_m	302.54
Esfuerzo alternante equivalente (Goodman), $\sigma_{a,\text{eq}}$	361.59

El análisis entregó una vida útil estimada mayor a 1×10^{10} ciclos de carga, equivalente a vida infinita de funcionamiento, considerando una frecuencia de 1000 ciclos diarios. Estos resultados corresponden a la estimación de vida para el punto más crítico del componente y para las condiciones de carga detalladas en la metodología.

Los factores de seguridad obtenidos para el pilar SSC mediante los criterios de Goodman, Soderberg, Gerber y Langer, se presentan en la Tabla 5.2.

Tabla 5.2: Factores de seguridad obtenidos para el pilar SSC según los distintos criterios de evaluación.

Criterio de evaluación	**Factor de seguridad**
Goodman	1,15
Soderberg	1,14
Gerber	1.43
Langer (fluencia estática)	1.69

5.2.2. Implante Posterior

En la evaluación a fatiga del implante posterior, la Figura 5.25 presenta el mapa de esfuerzos generado únicamente por la aplicación de la pretensión del tornillo, mientras que la Figura 5.26 muestra la distribución de esfuerzos correspondiente al estado

de carga resultante de la combinación entre la pretensión y la carga oclusal.

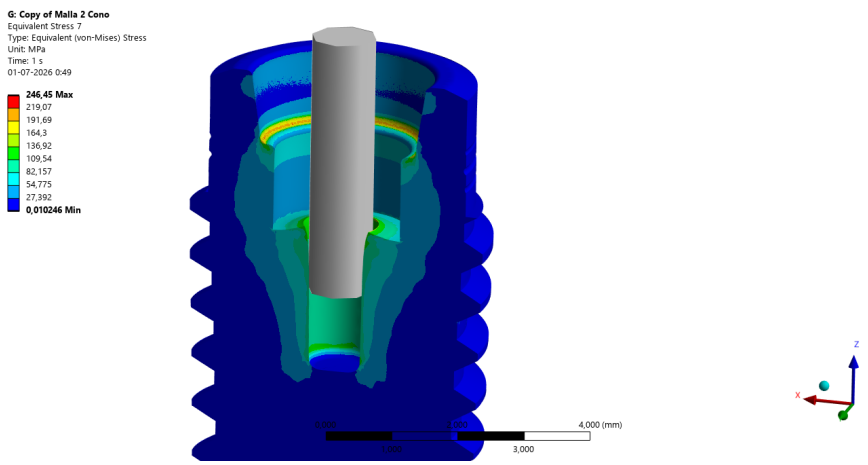


Figura 5.25: Distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises en el implante posterior considerando únicamente la pretensión del tornillo.

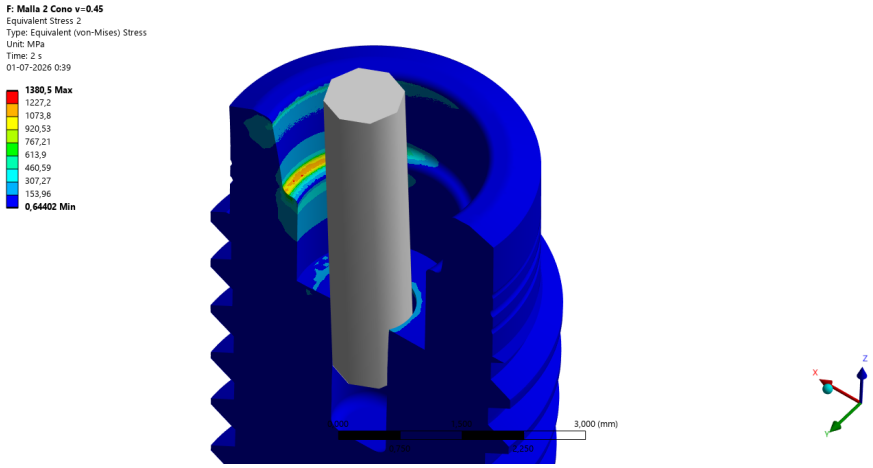


Figura 5.26: Distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises en el implante posterior considerando la pretensión del tornillo y la carga oclusal.

Para el caso de la pretension, el valor máximo de esfuerzo fue determinado utilizando el percentil 99 (P99) sobre la región mostrada en la Figura 4.54 y su valor fue

$$\sigma_{\text{max, pretensión}} = 92{,}5 \text{ MPa}$$

mientras que para el caso de pretensión con carga oclusal se utilizó

$$\sigma_{\text{max, oclusal}} = 441{,}2 \text{ MPa}$$

valor que fue reportado previamente en la sección 5.1.2.

Posteriormente, utilizando los valores de esfuerzo obtenidos para ambos estados de carga, el programa desarrollado en Python identificó el nodo crítico del Implante, correspondiente al punto donde se produce la condición más desfavorable para el análisis de fatiga. El nodo identificado corresponde al número 1 729 201, cuya ubicación se muestra en la Figura 5.27.

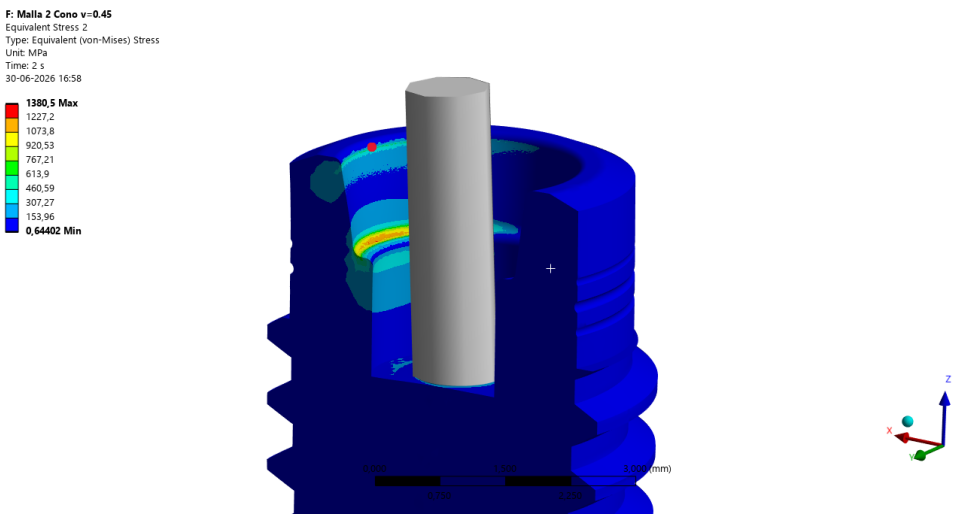


Figura 5.27: El punto rojo indica la ubicación del nodo crítico para evaluación a fatiga.

Conocido el nodo crítico, se calcularon los parámetros necesarios para la evaluación de la vida útil del componente. La Tabla 5.3 resume los valores de esfuerzo determinados en el análisis, incluyendo el esfuerzo máximo, el esfuerzo mínimo, el esfuerzo alternante, el esfuerzo medio y el esfuerzo alternante equivalente corregido mediante el criterio de Goodman.

Tabla 5.3: Parámetros de esfuerzo obtenidos en el nodo crítico para la evaluación de la vida a fatiga del implante posterior.

Parámetro	**Valor [MPa]**
Esfuerzo máximo, $\sigma_{\text{máx}}$	440.43
Esfuerzo mínimo, $\sigma_{\text{mín}}$	39.63
Rango de esfuerzo, $\Delta\sigma$	400.8
Esfuerzo alternante, σ_a	200.40
Esfuerzo medio, σ_m	240.03
Esfuerzo alternante equivalente (Goodman), $\sigma_{a,\text{eq}}$	268.15

El análisis entregó una vida útil infinita (mayor a 1×10^{10}) según la curva S-N corregida para las condiciones descritas en la metodología.

Los factores de seguridad obtenidos para el Implante Posterior mediante los criterios de Goodman, Soderberg, Gerber y Langer, se presentan en la Tabla 5.4.

Tabla 5.4: Factores de seguridad obtenidos para el Implante Posterior según los distintos criterios de evaluación.

Criterio de evaluación	**Factor de seguridad**
Goodman	1.42
Soderberg	1.41
Gerber	1.77
Langer (fluencia estática)	2.11

5.3. Análisis estático de la solución implantaria anterior

5.3.1. Pilar ASC

Las Figuras 5.28 y 5.29 presentan la distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises obtenida para el pilar bajo las condiciones de carga definidas en la metodología.

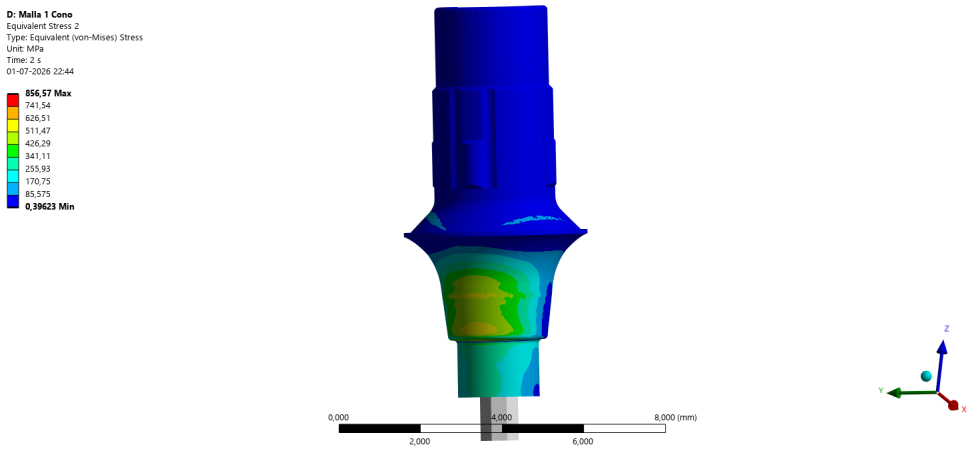


Figura 5.28: Distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises en el pilar ASC. Vista isométrica del pilar.

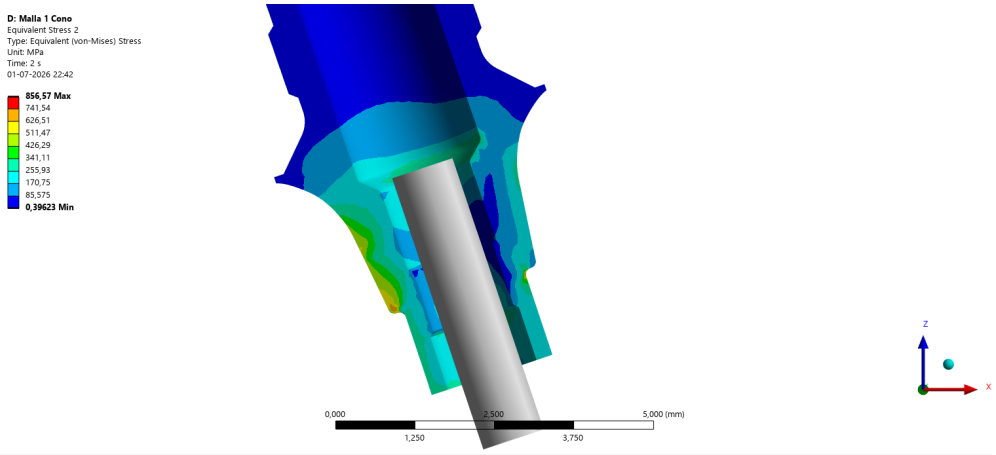


Figura 5.29: Distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises en el pilar ASC. Corte transversal del pilar.

En base a la región crítica observada, se efectuó un refinamiento de la malla en el cono del pilar, evaluando el esfuerzo equivalente obtenido para distintos tamaños de elemento. Los resultados del estudio se presentan en la Figura 5.30, donde puede observarse que, a medida que disminuye el tamaño de los elementos, el esfuerzo converge hacia un valor prácticamente constante, sin presentar variaciones significativas entre los refinamientos más finos. Además, el mallado se presenta en la Figura 5.31.

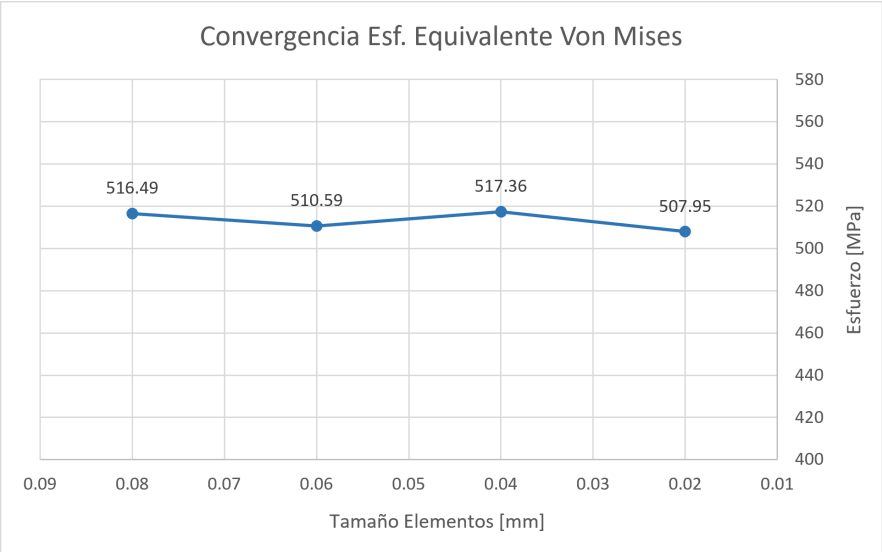


Figura 5.30: Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica del pilar.

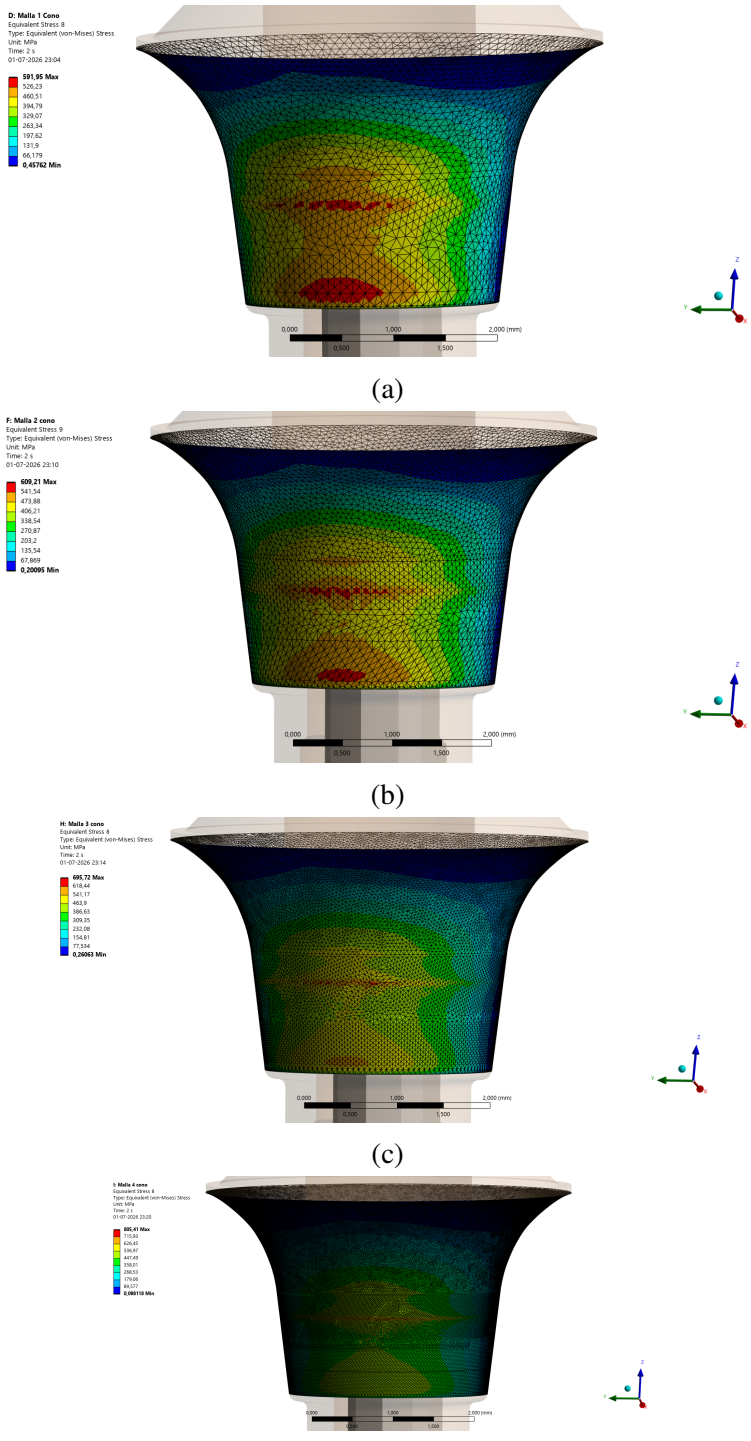


Figura 5.31: Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia del Pilar ASC. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,08 mm. b) 0,06 mm. c) 0,04 mm. d) 0,02 mm.

En particular, los dos refinamientos de mayor resolución entregaron esfuerzos máximos de 517,36 MPa y 507,95 MPa, respectivamente. La diferencia relativa porcentual entre ambos resultados es de aproximadamente 1,85 % lo que indica que un refinamiento adicional no produce cambios relevantes en la magnitud del esfuerzo calculado. De esta manera, se considera que la solución numérica alcanzó la convergencia y que la discretización es adecuada para representar el comportamiento mecánico del pilar.

Para efectos del análisis, se reporta como esfuerzo máximo el valor correspondiente al mayor esfuerzo obtenido entre las mallas convergidas, con el propósito de realizar un análisis mas conservador. Así, $\sigma_{max} = 517,36$ MPa, cuya ubicación en el mapa de esfuerzos del pilar se observa en la Figura 5.32

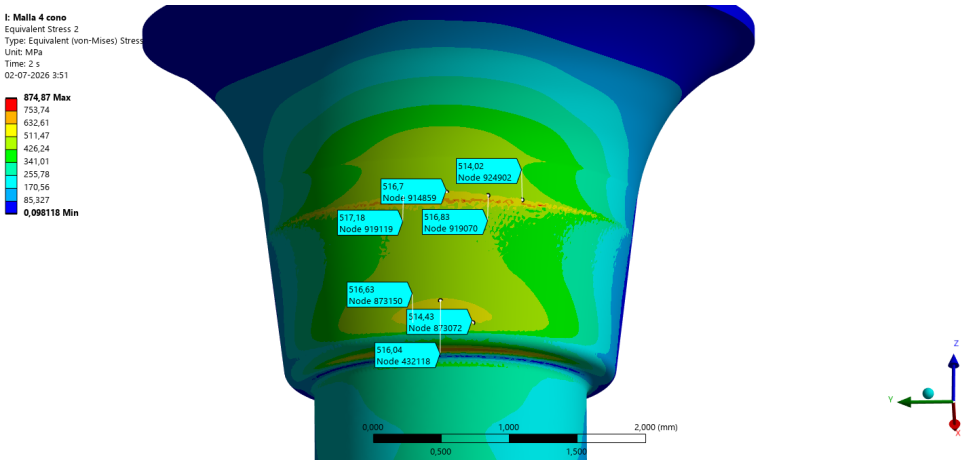


Figura 5.32: Ubicación del esfuerzo máximo en el Pilar ASC de la solución implantaria anterior.

Finalmente, utilizando la relación 4.1, se calcula el Factor de Seguridad estático del componente, obteniendo $FS = 1,80$.

5.3.2. Implante anterior

La Figura 5.33 presenta la distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises obtenida para el Implante anterior bajo las condiciones de carga definidas en la metodología.

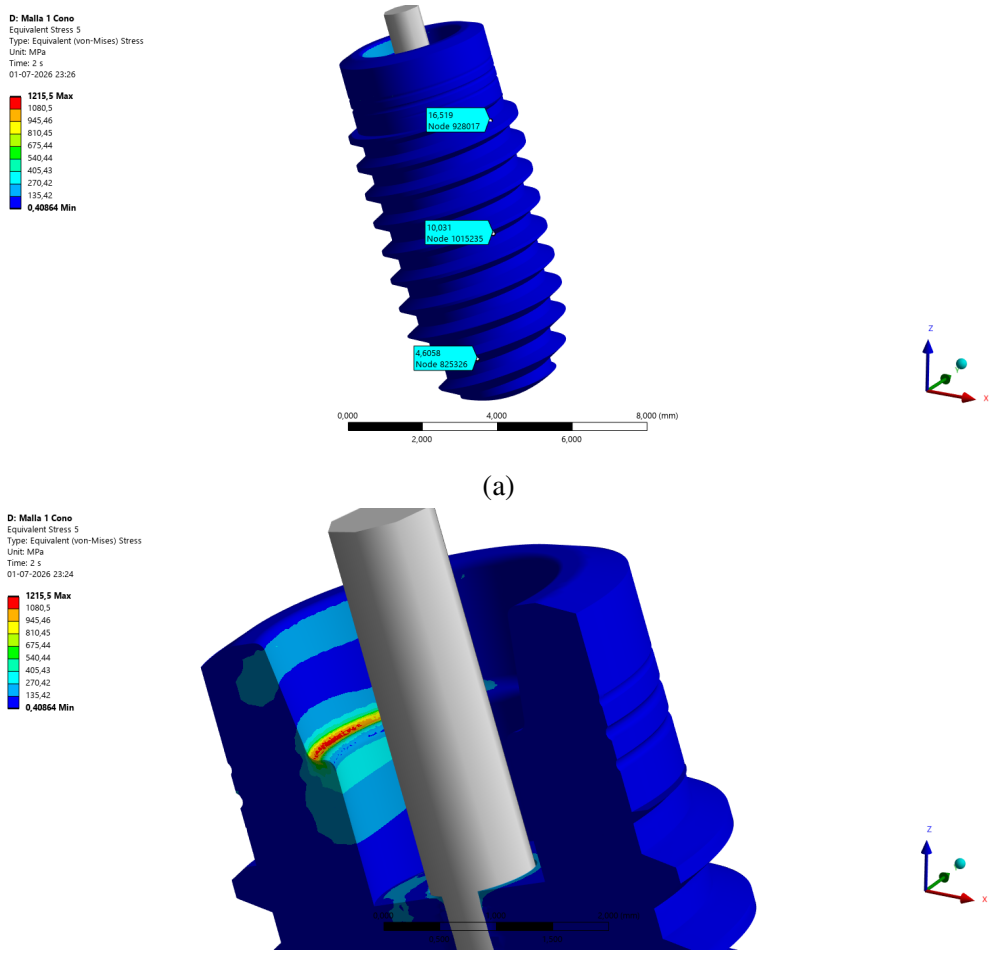


Figura 5.33: Disitribución Esfuerzo equivalente de Von Mises en el implante anterior. a) Vista isométrica del Implante. b) Corte transversal del Implante.

En base a la región crítica observada, se efectuó un refinamiento de la malla en el cono de unión del Implante, evaluando el esfuerzo equivalente obtenido para distintos tamaños de elemento. Los resultados del estudio se presentan en la Figura 5.34, donde se observa que, a medida que disminuye el tamaño de los elementos, el esfuerzo converge hacia un valor prácticamente constante, sin presentar variaciones significativas entre los refinamientos más finos. Además, el mallado se presenta en la Figura 5.35.

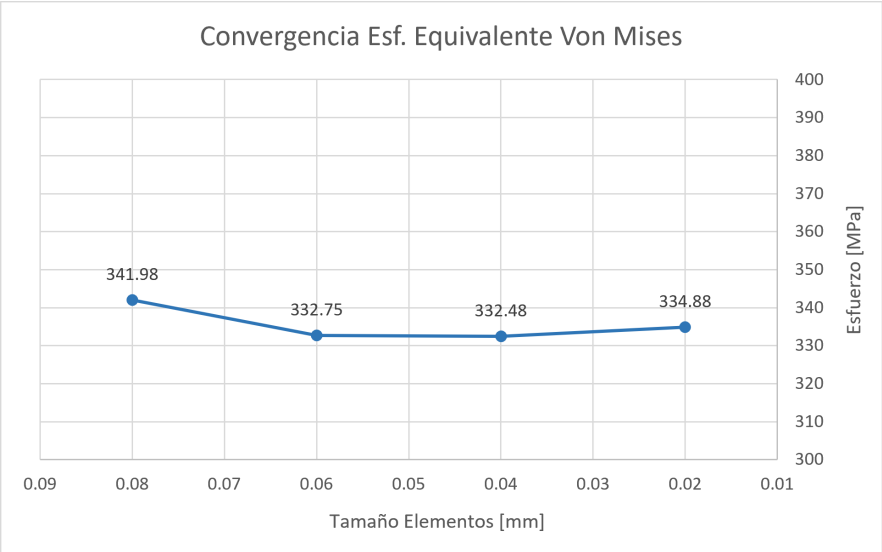
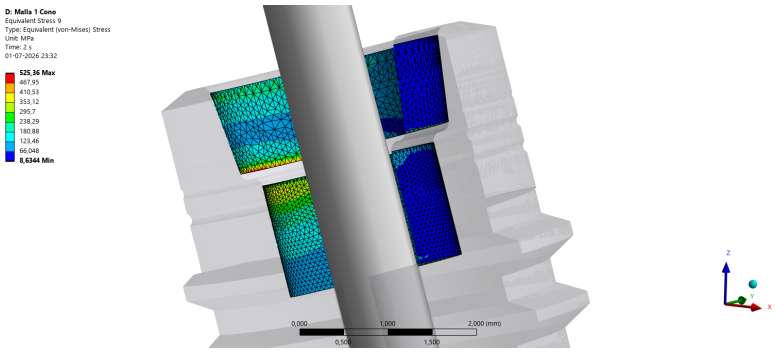
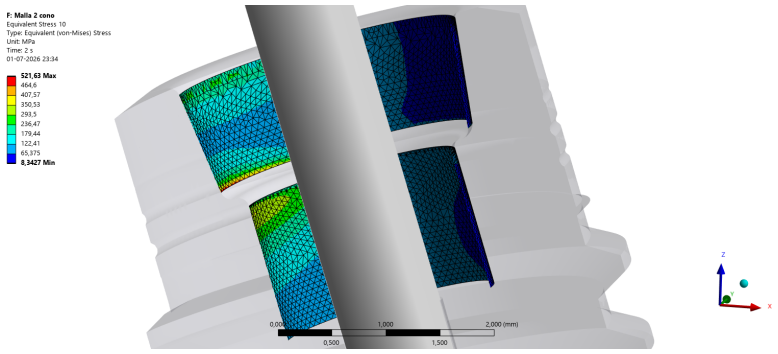


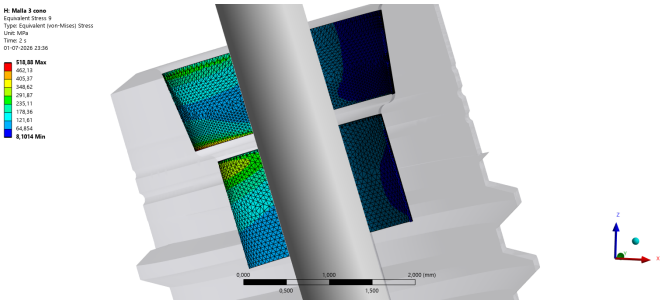
Figura 5.34: Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica del Implante.



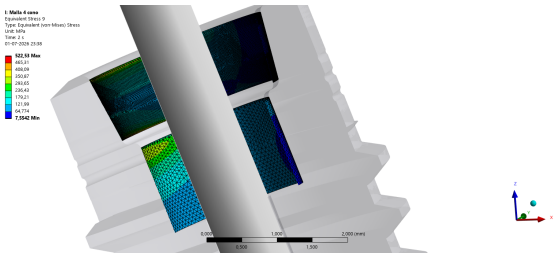
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 5.35: Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia del Implante posterior. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,08 mm. b) 0,06 mm. c) 0,04 mm. d) 0,02 mm.

Los dos refinamientos de mayor resolución entregaron esfuerzos máximos de 332,48 MPa y 334,88 MPa, respectivamente. La diferencia relativa porcentual entre ambos resultados es de aproximadamente 0,72 % lo que indica que un refinamiento adicional no produce cambios relevantes en la magnitud del esfuerzo calculado. De esta manera, se considera que la solución numérica alcanzó la convergencia y que la discretización es adecuada para representar el comportamiento mecánico del Implante anterior.

Para efectos del análisis, se reporta como esfuerzo máximo el valor correspondiente al mayor esfuerzo obtenido entre las ultimas tres mallas convergidas, con el propósito de realizar un análisis conservador. Así, $\sigma_{max} = 334,88$ MPa, cuya ubicación en el mapa de esfuerzos del implante se observa en la Figura 5.36

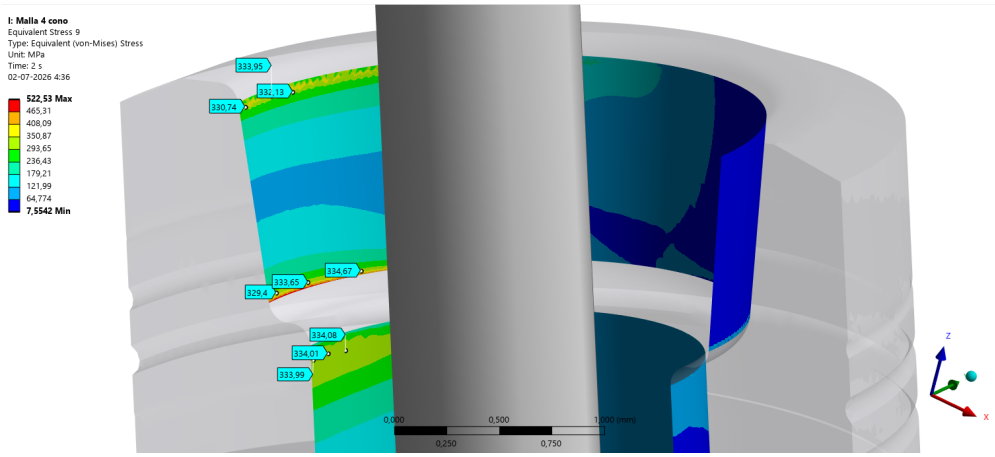


Figura 5.36: Ubicación del esfuerzo máximo en el Implante de la solución implantaria anterior.

Finalmente, utilizando la relación 4.1, se calcula el Factor de Seguridad estático del componente, obteniendo $FS = 2,78$.

5.3.3. Corona anterior

La Figura 5.37 presenta la distribución del esfuerzo principal máximo obtenida para la Corona del Incisivo bajo las condiciones de carga definidas en la metodología.

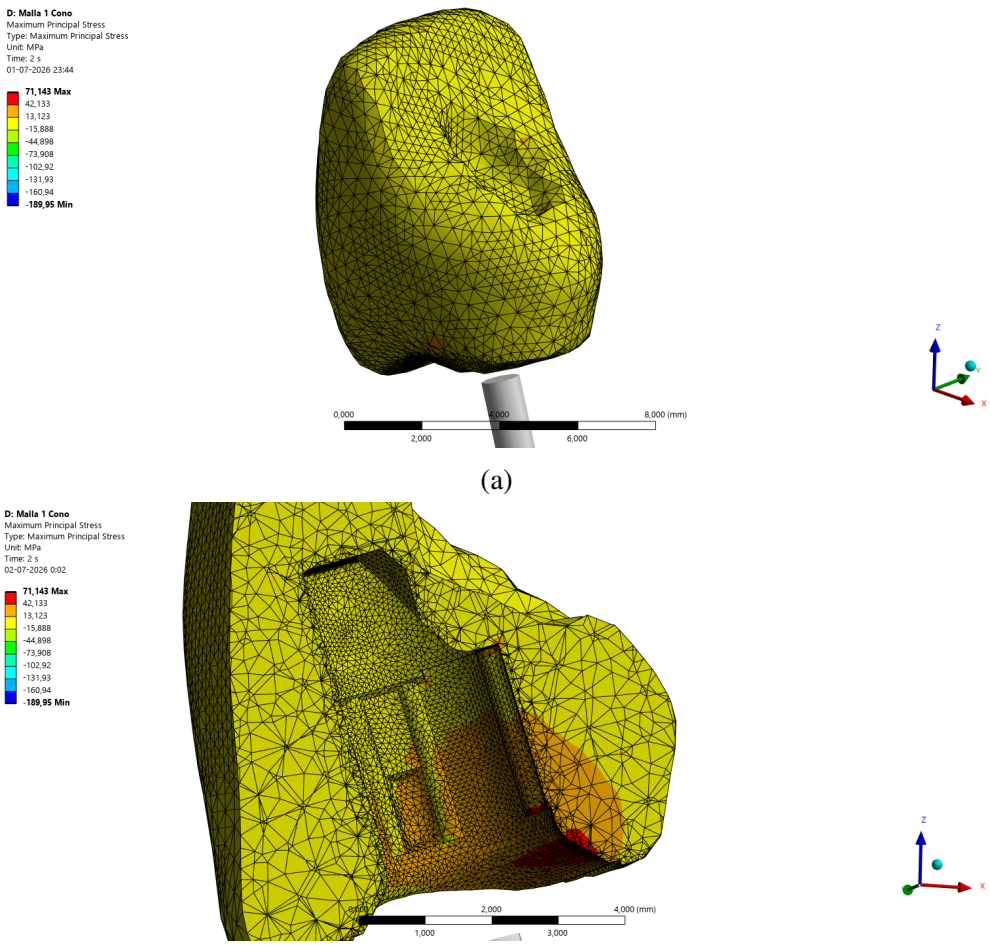


Figura 5.37: Distribución Esfuerzo principal máximo en la corona anterior. a) Vista isométrica Corona anterior. b) Corte transversal Corona anterior.

En base a la región crítica observada, se efectuó un refinamiento de la malla en el la interfaz de unión con el pilar, evaluando el esfuerzo principal máximo obtenido para distintos tamaños de elemento. Los resultados del estudio se presentan en la Figura 5.38, donde se observa que, a medida que disminuye el tamaño de los elementos, el esfuerzo converge hacia un valor prácticamente constante, sin presentar variaciones significativas entre los refinamientos más finos. Además, el mallado se presenta en la Figura 5.39.

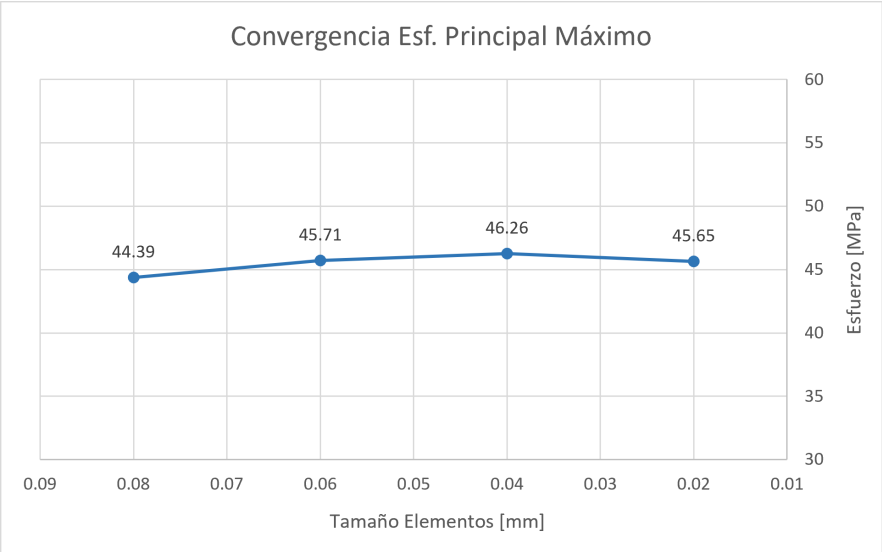


Figura 5.38: Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica de la Corona anterior.

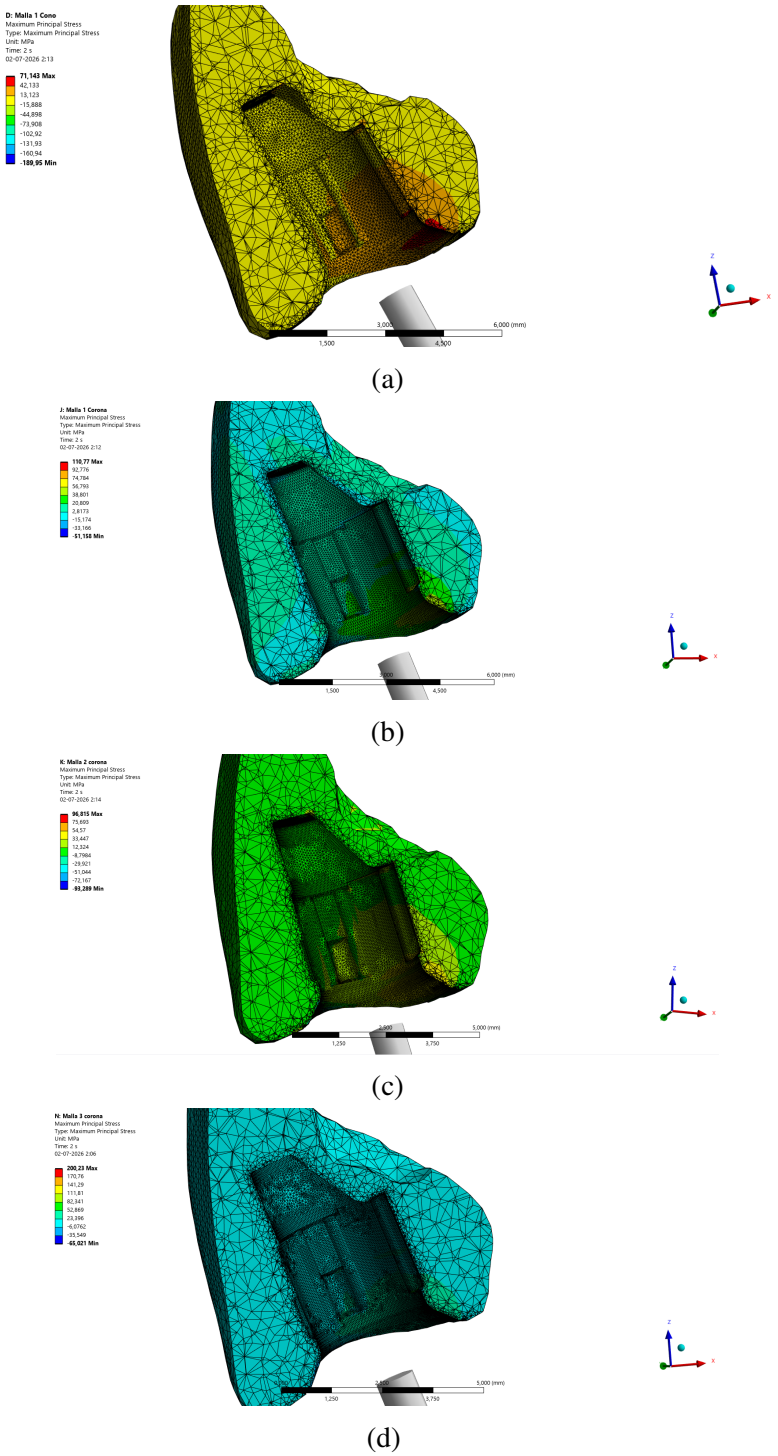


Figura 5.39: Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia de la Corona del incisivo. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,08 mm. b) 0,06 mm. c) 0,04 mm. d) 0,02 mm.

Los dos refinamientos de mayor resolución entregaron esfuerzos máximos de 46,26 MPa y 45,65 MPa, respectivamente. La diferencia relativa porcentual entre ambos resultados es de aproximadamente 1,34 % lo que indica que un refinamiento adicional no produce cambios relevantes en la magnitud del esfuerzo calculado. De esta manera, se considera que la solución numérica alcanzó la convergencia y que la discretización es adecuada para representar el comportamiento mecánico de la Corona anterior.

Para efectos del análisis, se reporta como esfuerzo principal máximo el valor correspondiente al mayor esfuerzo obtenido entre las ultimas tres mallas convergidas, con el propósito de realizar un análisis mas conservador. Así, σ_{max} = 46,26 MPa, cuya ubicación en el mapa de esfuerzos de la Corona del Incisivo se observa en la Figura 5.40

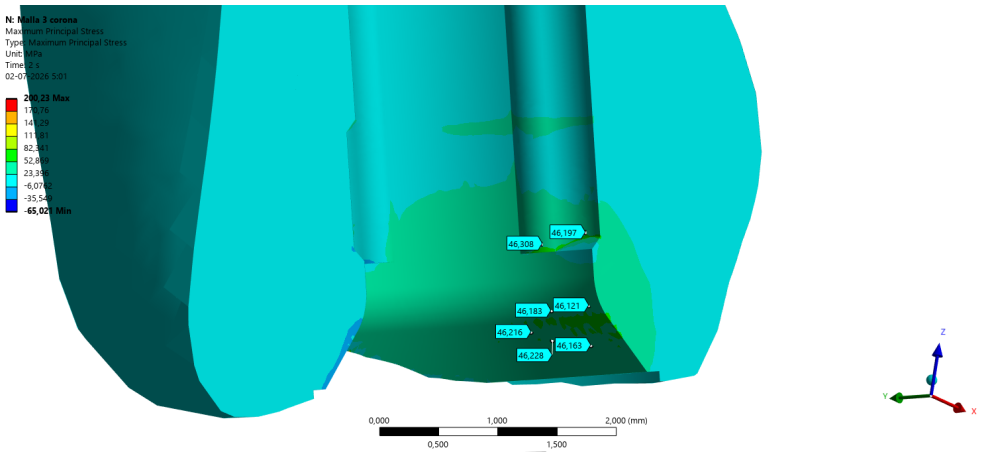
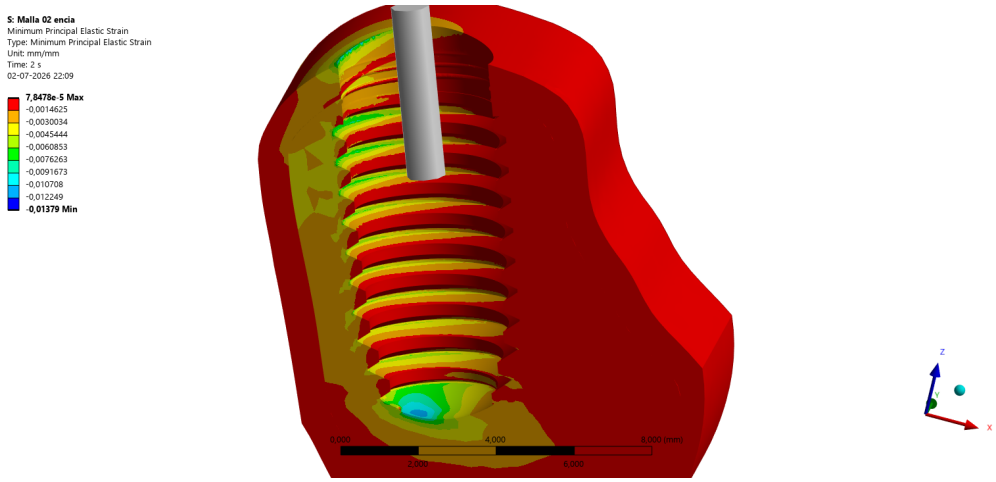


Figura 5.40: Ubicación del esfuerzo máximo en la Corona de la solución implantaria anterior.

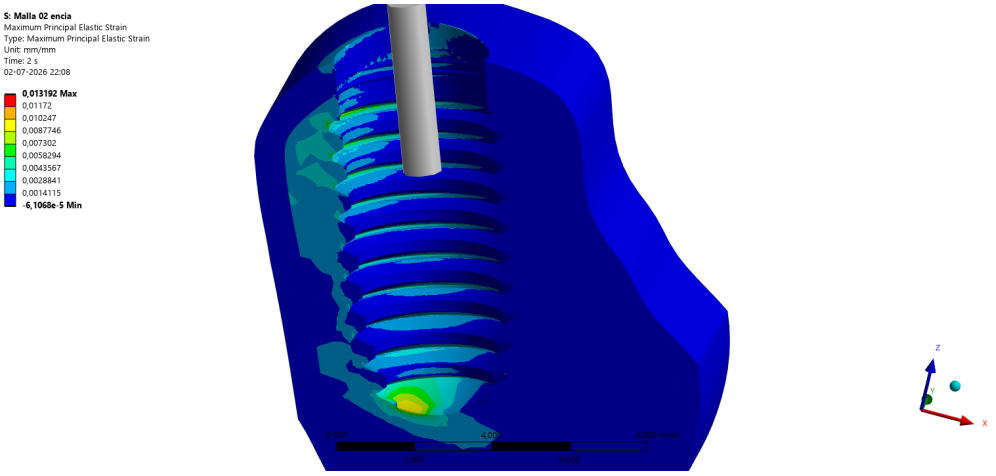
Finalmente, utilizando la relación 4.1, se calcula el Factor de Seguridad estático del componente, obteniendo $FS = 19,46$.

5.3.4. Hueso cortical y trabecular anterior

Las Figuras 5.41b y 5.41b presentan, respectivamente, la distribución del Deformación Principal mínima y máxima obtenida para el Hueso anterior bajo las condiciones de carga definidas en la metodología.



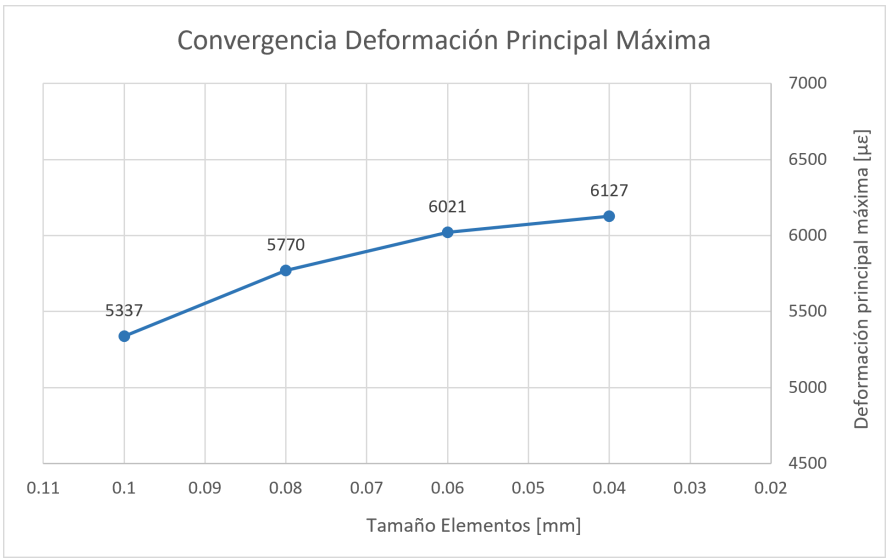
(a)



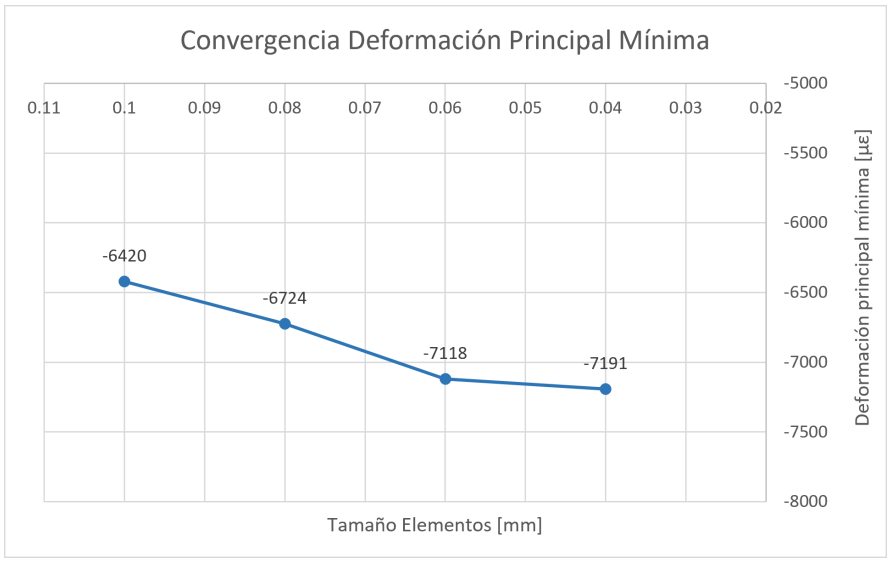
(b)

Figura 5.41: Disitribución Def. Principal en el Hueso anterior. a) Def. Principal Mínima. b) Def. Principal Máxima.

En base a la región crítica observada, se efectuó un refinamiento de la malla en la interfaz de contacto Hueso-Implante, evaluando el Def. Principal Mínima y Máxima obtenido para distintos tamaños de elemento. Los resultados del estudio se presentan en la Figura 5.42, donde se observa que, a medida que disminuye el tamaño de los elementos, el Strain Principal converge hacia un valor prácticamente constante, sin presentar variaciones significativas entre los refinamientos más finos. Además, el mallado se presenta en la Figura 5.43 considerando solo el Esfuerzo Principal Mínimo con fines de representación gráfica de la malla.



(a)



(b)

Figura 5.42: Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica del Hueso Anterior. a) Def. Principal Máxima. b) Def. Principal Mínima.

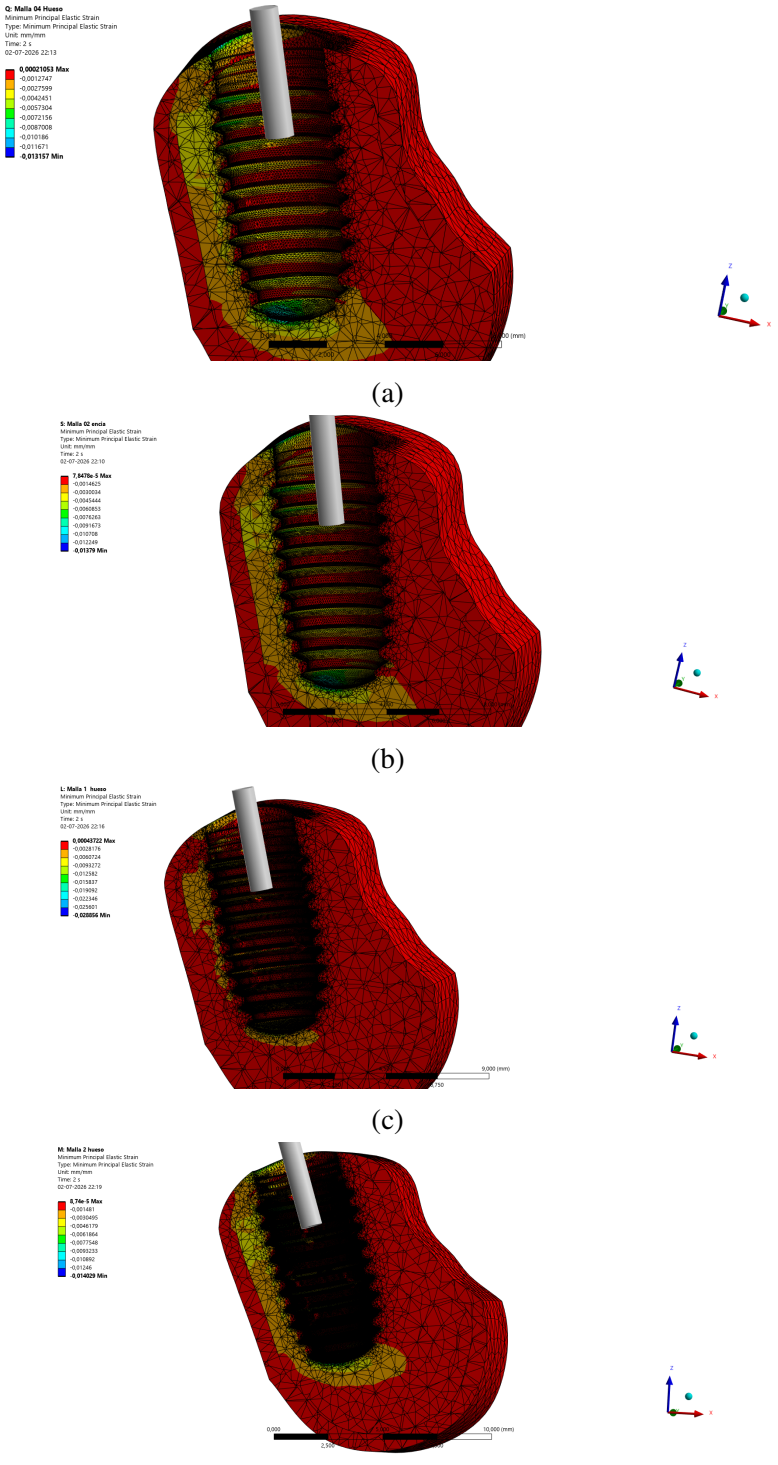


Figura 5.43: Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia de la Corona molar. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,10 mm. b) 0,08 mm. c) 0,06 mm. d) 0,04 mm.

Para el Deformación Principal Mínima, los dos refinamientos de mayor resolución entregaron deformaciones mínimas de - 7 118 $\mu\varepsilon$ y -7 191 $\mu\varepsilon$. La diferencia relativa porcentual entre ambos resultados es de aproximadamente 1,02 % lo que indica que un refinamiento adicional no produce cambios relevantes en la magnitud de la deformación calculada.

Para efectos del análisis, se reporta como Deformación Principal Mínima el valor correspondiente al menor Strain obtenido entre las últimas tres mallas convergidas, con el propósito de realizar un análisis conservador. Así, $\mu\varepsilon_{\text{mín}} = -7118\,\mu\varepsilon$, cuya ubicación en el mapa de Deformación Principal del hueso anterior se observa en la Figura 5.44.

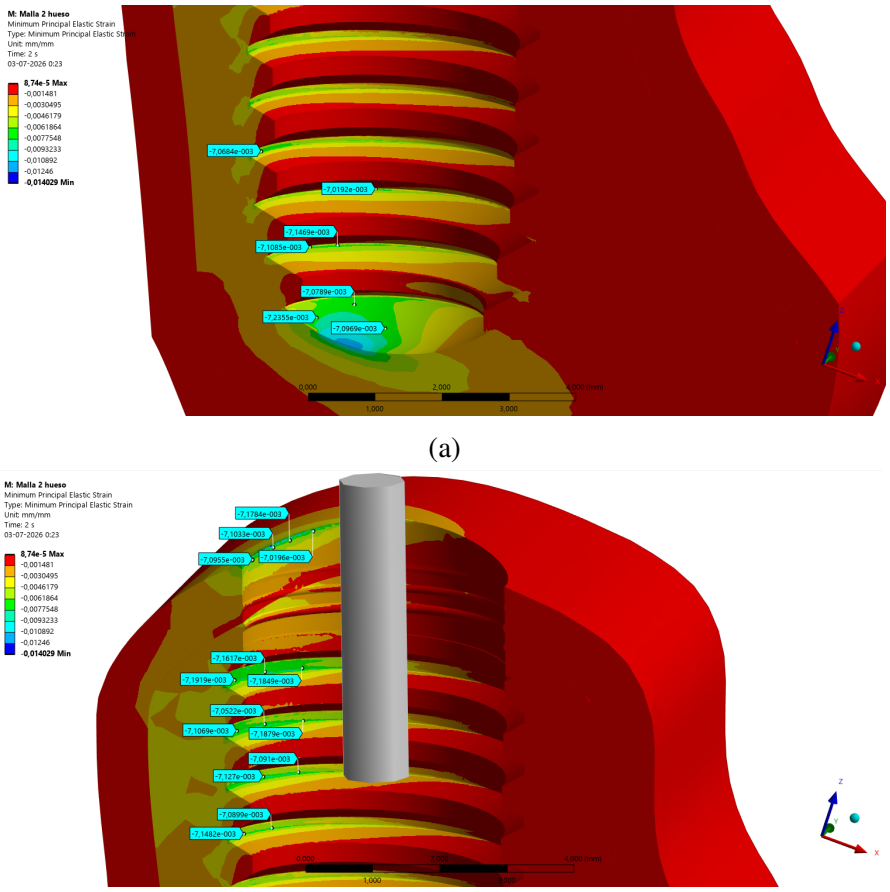


Figura 5.44: Ubicación del Deformación Principal Mínima en el Hueso de la solución implantaria anterior. a) Zona inferior. b) Zona superior.

Para el Strain Principal Máximo, los dos refinamientos de mayor resolución entregaron deformaciones máximas de 6 021 $\mu\varepsilon$ y 6 127 $\mu\varepsilon$. La diferencia relativa porcentual entre ambos resultados es de aproximadamente 1,73 % lo que indica que un refinamiento adicional no produce cambios relevantes en la magnitud de la deformación calculada.

Para efectos del análisis, se reporta como Deformación Principal Máxima el valor correspondiente al mayor Strain obtenido entre las últimas tres mallas convergidas, con el propósito de realizar un análisis conservador. Así, $\mu\varepsilon_{\text{máx}} = 6127\,\mu\varepsilon$, cuya ubicación en el mapa de Strain Principal del hueso anterior se observa en la Figura 5.45.

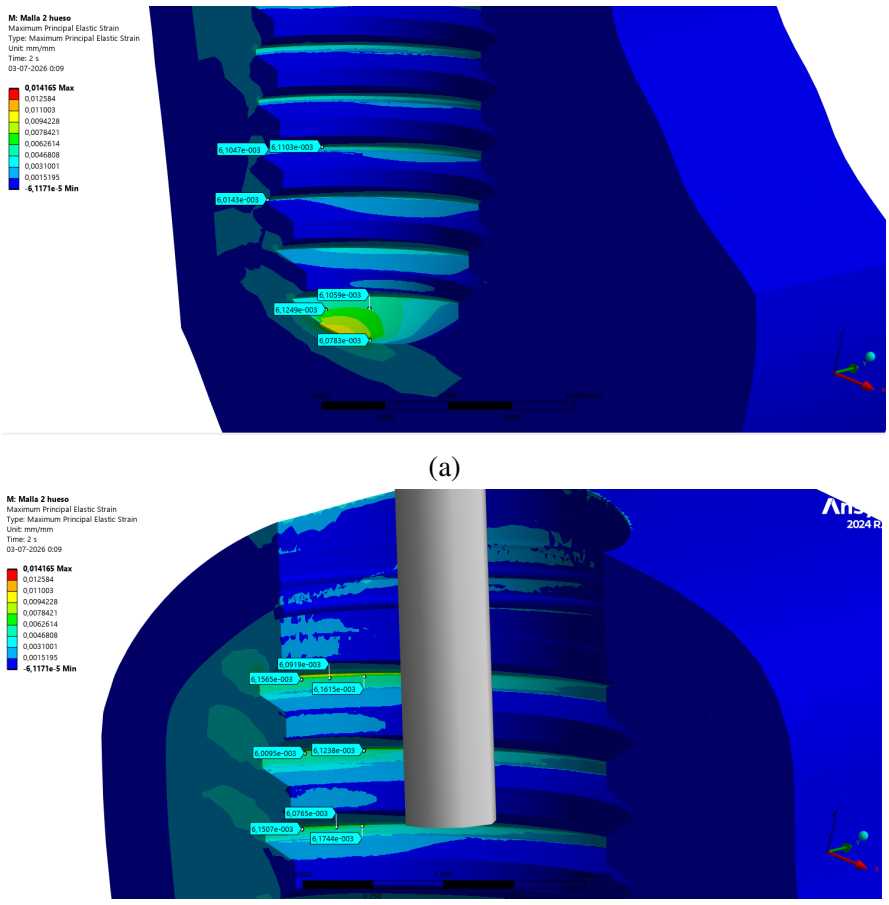


Figura 5.45: Ubicación del Strain Principal Máximo en el Hueso de la solución implantaria anterior. a) Zona inferior. b) Zona superior.

5.3.5. Tejido gingival anterior

La Figura 5.46 presenta la distribución de la Deformación elástica equivalente obtenida para el Tejido Gingival anterior bajo las condiciones de carga definidas en la metodología.

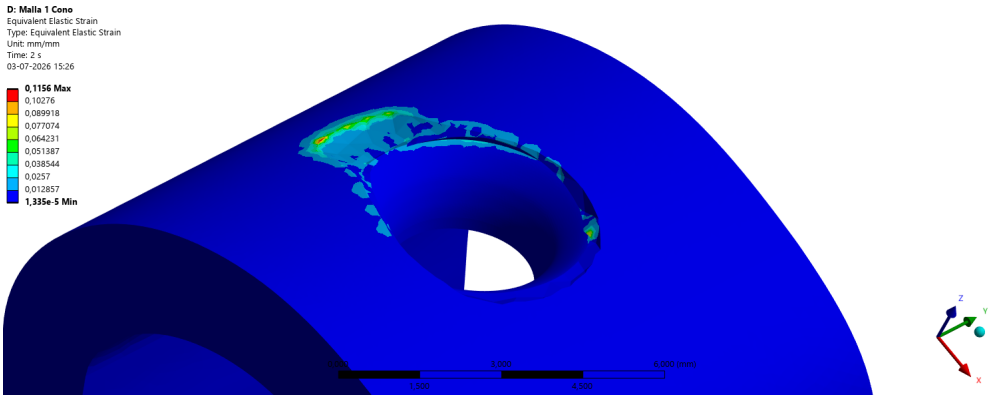


Figura 5.46: Distribución de la Deformación elástica equivalente en el tejido gingival anterior.

En base a la región crítica observada, se efectuó un refinamiento de la malla en la región mostrada previamente en la Figura 4.46, evaluando la deformación elástica equivalente obtenida para distintos tamaños de elemento. Los resultados del estudio se presentan en la Figura 5.47, donde se observa que, a medida que disminuye el tamaño de los elementos, el Strain converge hacia un valor prácticamente constante, sin presentar variaciones significativas entre los refinamientos más finos. Además, el mallado se presenta en la Figura 5.21.

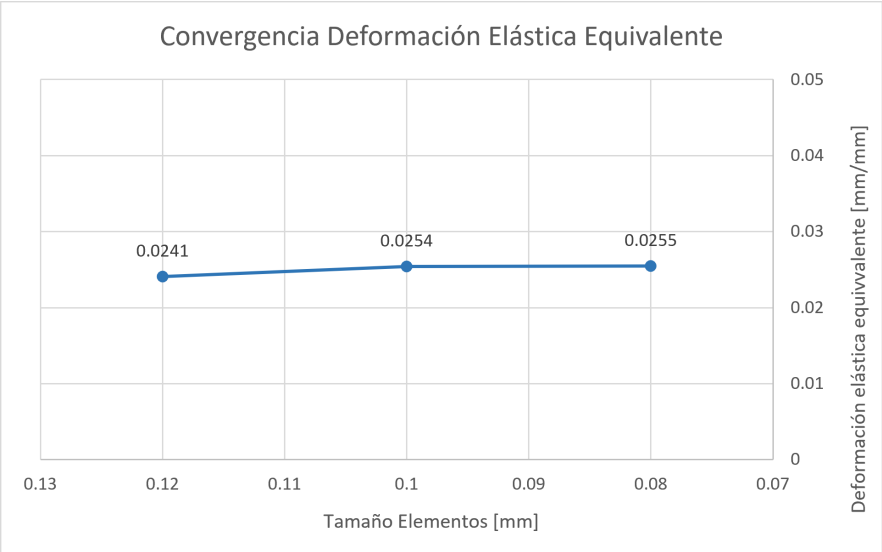


Figura 5.47: Gráfico de análisis de convergencia realizado en la región crítica del Tejido gingival anterior.

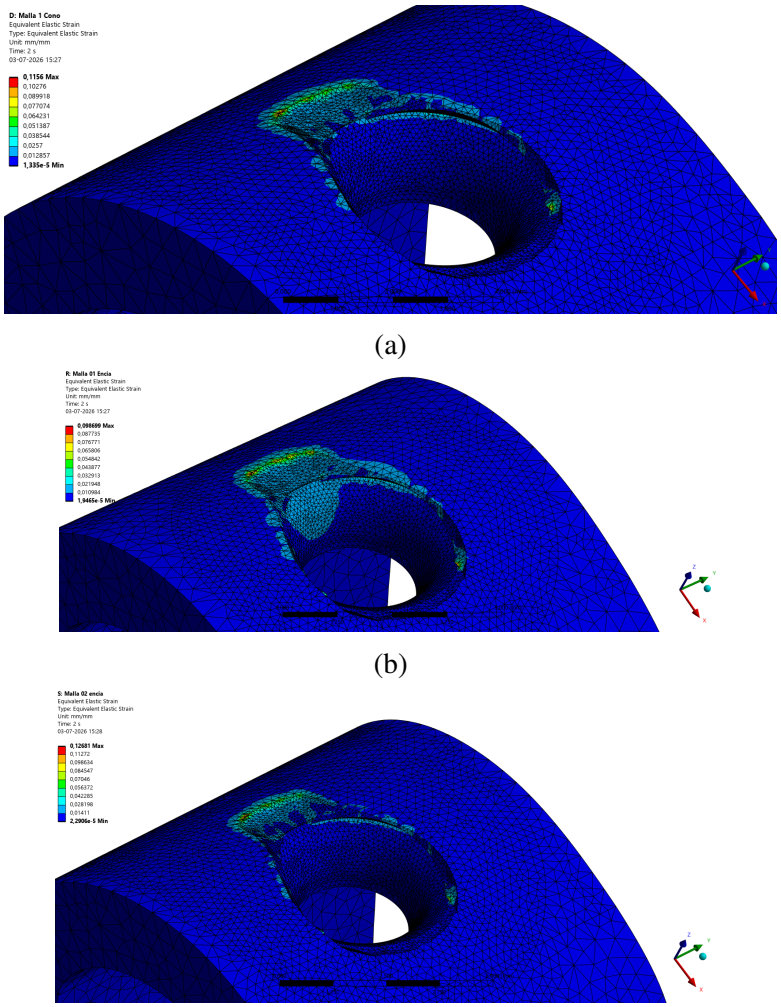


Figura 5.48: Mallado en zona donde se realizó el análisis de convergencia en el Tejido gingival anterior. Los tamaños de elementos utilizados fueron a) 0,12 mm. b) 0,10 mm. c) 0,08 mm.

Los dos refinamientos de mayor resolución entregaron deformaciones elásticas equivalentes de 0,0254 mm/mm y 0,0255 mm/mm, respectivamente. La diferencia relativa porcentual entre ambos resultados es de aproximadamente 0,39 %, lo que indica que un refinamiento adicional no produce cambios relevantes en la magnitud de la deformación elástica equivalente calculada. De esta manera, se considera que la solución numérica alcanzó la convergencia y que la discretización empleada es adecuada para representar el comportamiento mecánico del tejido gingival anterior.

Para efectos del análisis, se reporta como Deformación elástica equivalente

máxima el valor correspondiente al mayor esfuerzo obtenido entre las mallas convergidas, con el propósito de realizar un análisis más conservador. Así, $\varepsilon_{\text{máx}} = 0{,}0255\,\text{mm/mm}$, cuya ubicación en el mapa de Deformación del Tejido gingival se observa en la Figura 5.49

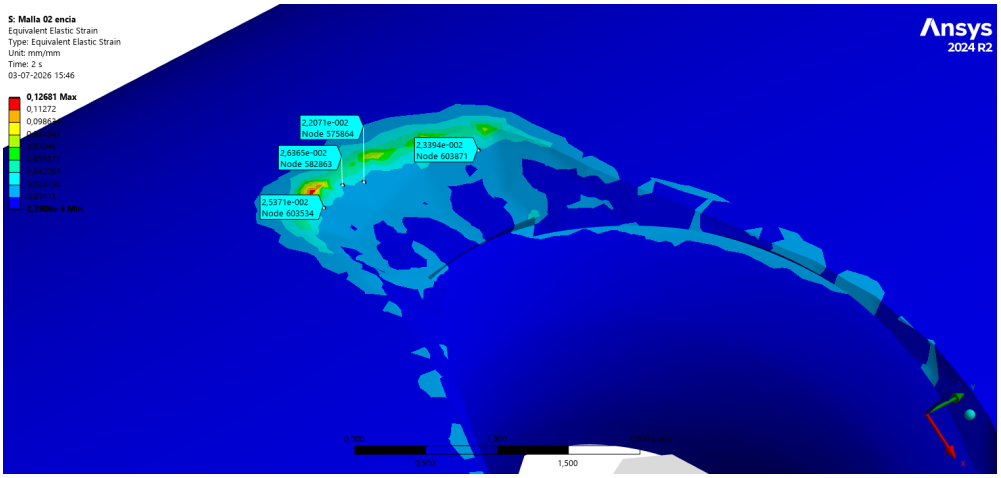
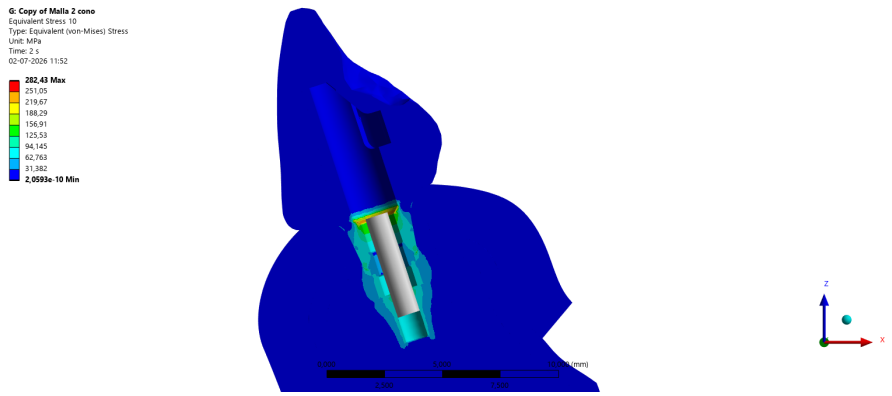


Figura 5.49: Ubicación de la deformación elástica equivalente máxima en el Tejido gingival de la solución implantaria anterior.

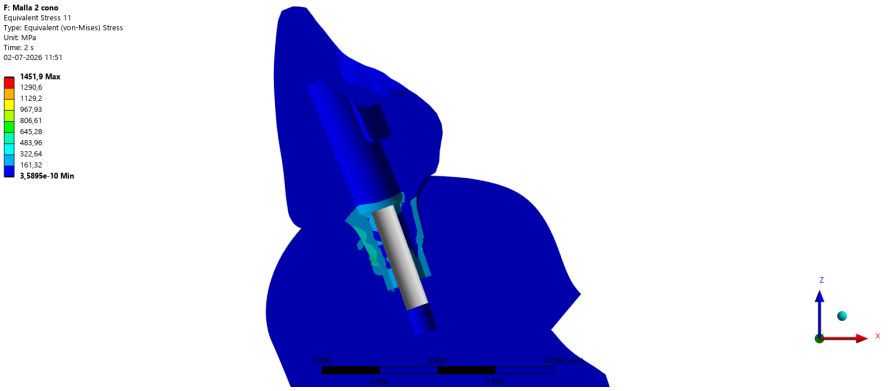
5.4. Análisis a fatiga de la solución implantaria anterior

5.4.1. Pilar ASC

Con el objetivo de evaluar la respuesta a fatiga del Pilar ASC correspondiente al montaje anterior, se obtuvieron inicialmente las distribuciones de esfuerzo equivalente de Von Mises para los dos estados de carga considerados en la metodología. En la Figura 5.50a se muestra la distribución del Esfuerzo equivalente de Von Mises para el estado de pretension y en la Figura 5.50b para el estado de pretensión mas carga oclusal.



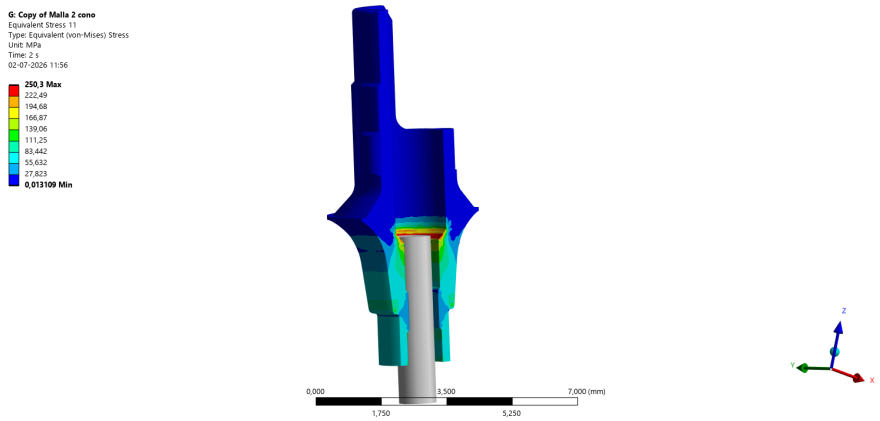
(a)



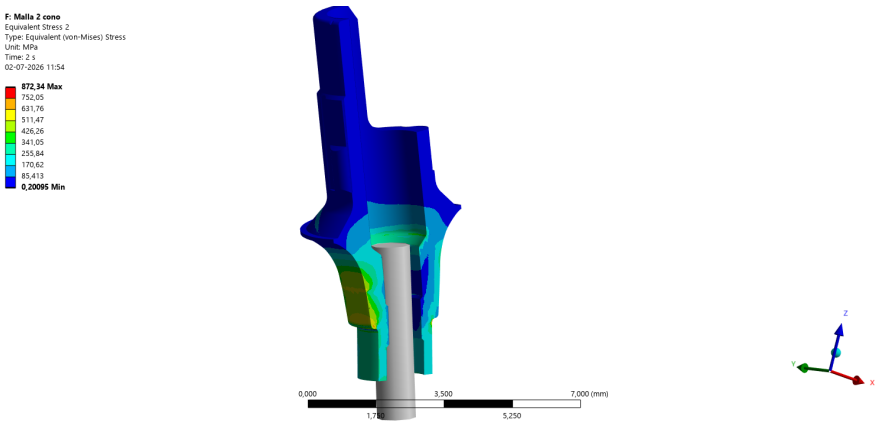
(b)

Figura 5.50: Distribución esfuerzo equivalente de Von Mises en el montaje anterior: a) Sólo pretensión. b) Pretensión y carga oclusal.

La Figura 5.51a presenta el mapa de esfuerzos del Pilasr ASC generado únicamente por la aplicación de la pretensión del tornillo, mientras que la Figura 5.51b muestra la distribución de esfuerzos correspondiente al estado de carga resultante de la combinación entre la pretensión y la carga oclusal.



(a)



(b)

Figura 5.51: Distribución esfuerzo equivalente de Von Mises en el Pilar ASC en los dos estados considerados: a) Sólo pretensión. b) Pretensión y carga oclusal.

Para el caso de la pretension, el valor máximo de esfuerzo fue determinado utilizando el percentil 99 (P99) sobre la región mostrada en la Figura 4.53 y su valor fue

$$\sigma_{\text{max, pretensión}} = 91,87 \text{ MPa}$$

mientras que para el caso de pretensión con carga oclusal se utilizó

$$\sigma_{\text{max, oclusal}} = 517,36 \text{ MPa}$$

valor que fue reportado previamente en la sección 5.3.1.

Posteriormente, utilizando los valores de esfuerzo obtenidos para ambos estados

de carga, el programa desarrollado en Python identificó el nodo crítico del pilar, correspondiente al punto donde se produce la condición más desfavorable para el análisis de fatiga. El nodo identificado corresponde al número 376 225, cuya ubicación se muestra en la Figura 5.52.

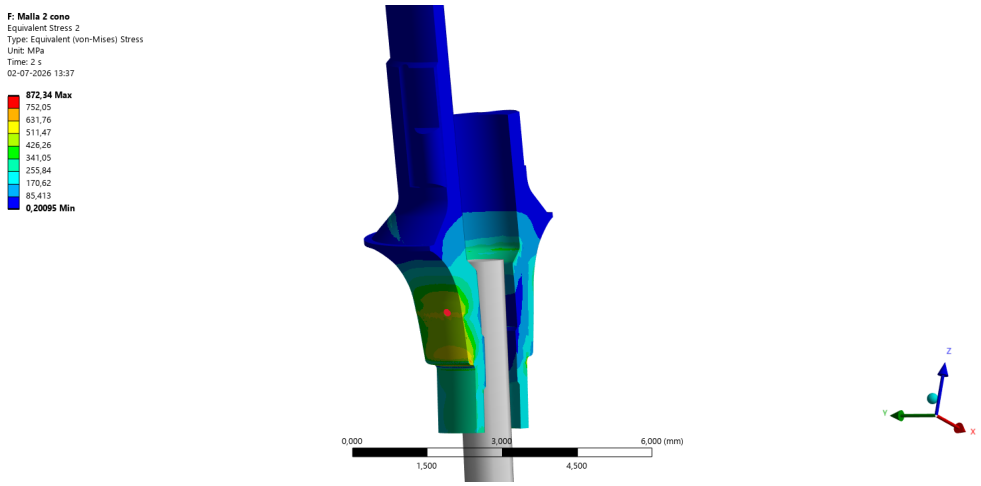


Figura 5.52: En rojo se observa la ubicación del nodo crítico para evaluación a fatiga.

Conocido el nodo crítico, se calcularon los parámetros necesarios para la evaluación de la vida útil del componente. La Tabla 5.5 resume los valores de esfuerzo determinados en el análisis, incluyendo el esfuerzo máximo, el esfuerzo mínimo, el esfuerzo alternante, el esfuerzo medio y el esfuerzo alternante equivalente corregido mediante el criterio de Goodman.

Tabla 5.5: Parámetros de esfuerzo obtenidos en el nodo crítico para la evaluación de la vida a fatiga del pilar ASC.

Parámetro	**Valor [MPa]**
Esfuerzo máximo, $\sigma_{\text{máx}}$	515.86
Esfuerzo mínimo, $\sigma_{\text{mín}}$	59.05
Rango de esfuerzo, $\Delta\sigma$	456.81
Esfuerzo alternante, σ_a	228.41
Esfuerzo medio, σ_m	287.45
Esfuerzo alternante equivalente (Goodman), $\sigma_{a,\text{eq}}$	327.50

El análisis entregó una vida útil estimada del orden 1×10^{10} ciclos de carga, equivalente a vida infinita, considerando una frecuencia de 1000 ciclos diarios. Estos

resultados corresponden a la estimación de vida para el punto más crítico del componente y para las condiciones de carga detalladas en la metodología.

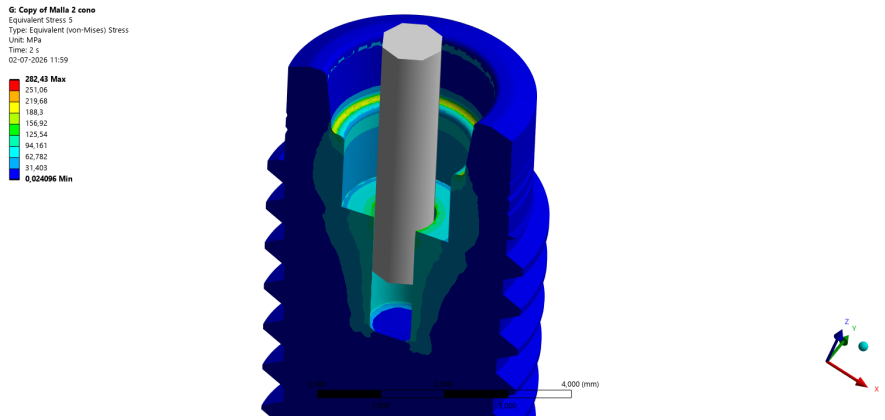
Los factores de seguridad obtenidos para el pilar ASC mediante los criterios de Goodman, Soderberg, Gerber y Langer, se presentan en la Tabla 5.6.

Tabla 5.6: Factores de seguridad obtenidos para el pilar ASC según los distintos criterios de evaluación.

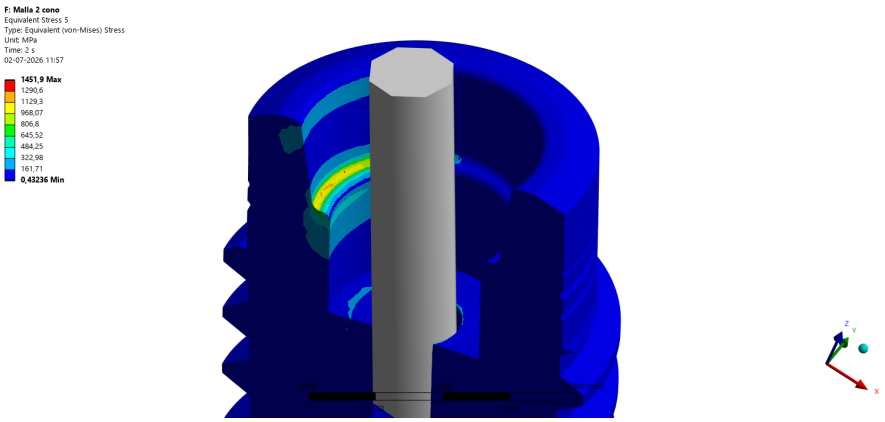
Criterio de evaluación	**Factor de seguridad**
Goodman	1.23
Soderberg	1.22
Gerber	1.53
Langer (fluencia estática)	1.80

5.4.2. Implante Anterior

En la evaluación a fatiga del implante anterior, la Figura 5.53a presenta el mapa de esfuerzos generado únicamente por la aplicación de la pretensión del tornillo, mientras que la Figura 5.53b muestra la distribución de esfuerzos correspondiente al estado de carga resultante de la combinación entre la pretensión y la carga oclusal.



(a)



(b)

Figura 5.53: Distribución esfuerzo equivalente de Von Mises en el Implante ASC en los dos estados considerados: a) Sólo pretensión. b) Pretensión y carga oclusal.

Para el caso de la pretension, el valor máximo de esfuerzo fue determinado utilizando el percentil 99 (P99) sobre la región mostrada en la Figura 4.54 y su valor fue

$$\sigma_{\text{max, pretensión}} = 92,48 \text{ MPa}$$

mientras que para el caso de pretensión con carga oclusal se utilizó

$$\sigma_{\text{max, oclusal}} = 334,88 \text{ MPa}$$

valor que fue reportado previamente en la sección 5.3.2.

Posteriormente, utilizando los valores de esfuerzo obtenidos para ambos estados

de carga, el programa desarrollado en Python identificó el nodo crítico del Implante, correspondiente al punto donde se produce la condición más desfavorable para el análisis de fatiga. El nodo identificado corresponde al número 927 477, cuya ubicación se muestra en la Figura 5.54.

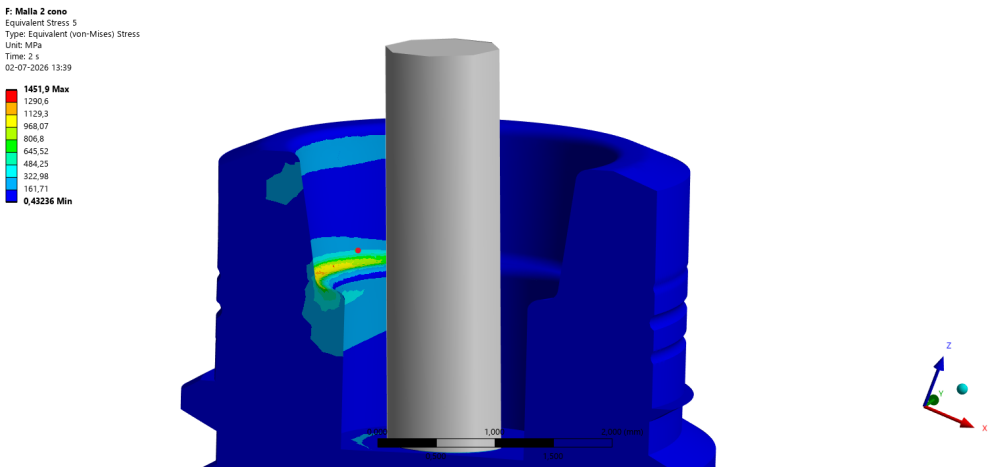


Figura 5.54: Ubicación del nodo crítico para evaluación a fatiga.

Conocido el nodo crítico, se calcularon los parámetros necesarios para la evaluación de la vida útil del componente. La Tabla 5.7 resume los valores de esfuerzo determinados en el análisis, incluyendo el esfuerzo máximo, el esfuerzo mínimo, el esfuerzo alternante, el esfuerzo medio y el esfuerzo alternante equivalente corregido mediante el criterio de Goodman.

Tabla 5.7: Parámetros de esfuerzo obtenidos en el nodo crítico para la evaluación de la vida a fatiga del implante anterior.

Parámetro	**Valor [MPa]**
Esfuerzo máximo, $\sigma_{\text{máx}}$	332.66
Esfuerzo mínimo, $\sigma_{\text{mín}}$	67.98
Rango de esfuerzo, $\Delta\sigma$	264.68
Esfuerzo alternante, σ_a	132.34
Esfuerzo medio, σ_m	200.32
Esfuerzo alternante equivalente (Goodman), $\sigma_{a,\text{eq}}$	167.70

El análisis entregó una vida útil infinita (mayor a 1×10^{10} ciclos) según la curva

S-N corregida para las condiciones descritas en la metodología.

Los factores de seguridad obtenidos para el Implante Anterior mediante los criterios de Goodman, Soderberg, Gerber y Langer, se presentan en la Tabla 5.8.

Tabla 5.8: Factores de seguridad obtenidos para el implante anterior según los distintos criterios de evaluación.

Criterio de evaluación	**Factor de seguridad**
Goodman	1.97
Soderberg	1.95
Gerber	2.46
Langer (fluencia estática)	2.80

6. Análisis de resultados

6.1. Comportamiento mecánico de las soluciones implantarias

6.1.1. Transferencia de la carga

La transferencia de carga en ambas soluciones implantarias se deduce a partir de la distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises obtenida para el montaje completo (4.51b). Inicialmente, la carga oclusal es recibida por la corona, la cual se transmite al pilar mediante la interfaz cementada. Posteriormente, el pilar transfiere la carga al implante principalmente a través de la conexión cónica tipo Cono Morse, donde se establece el contacto entre ambos componentes (6.1).

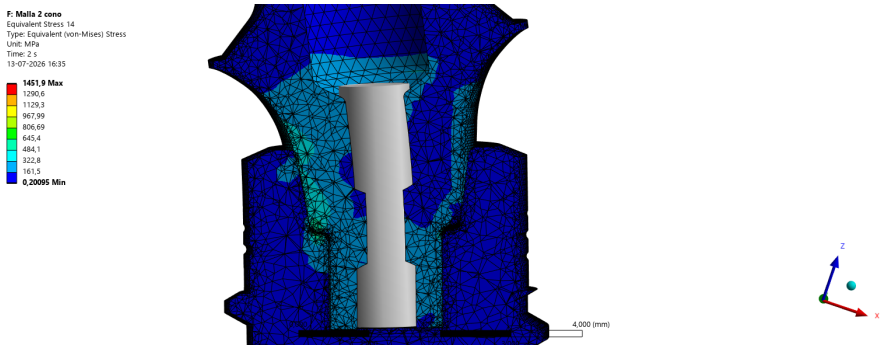


Figura 6.1: Distribución de esfuerzos en el cono de unión pilar-implante.

La distribución de esfuerzos indica que la superficie cónica es el principal mecanismo de transferencia de carga entre el pilar y el implante. Si bien la unión cilíndrica inferior del pilar también participa en la transmisión de esfuerzos debido a las condiciones de contacto impuestas en el modelo, las mayores concentraciones de esfuerzo se localizan sobre la superficie del cono.

Por otra parte, debido a que la carga oclusal fue aplicada con una inclinación de 30 respecto al eje longitudinal del implante y orientada hacia vestibular, la trayectoria de transmisión de las cargas presenta un comportamiento predominantemente oblicuo. Este efecto se observa en la distribución de esfuerzos de la corona, el pilar y el implante,

donde las máximas se concentran hacia el lado vestibular, coincidiendo con la dirección de la componente horizontal de la carga aplicada. Así, la orientación de la carga no sólo determina la magnitud de los esfuerzos desarrollados en cada componente, sino también el recorrido mediante el cual éstos son transferidos a través de la solución implantaria.

6.1.2. Distribución de esfuerzos

Pilares SSC y ASC

La Figura 5.1 presenta la distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises obtenida para el pilar SSC bajo la condición de carga estática. Se observa que la mayor magnitud de los esfuerzos se desarrolla en la región inferior del pilar, específicamente en la superficie cónica de contacto y en la zona cilíndrica inferior. Además, la interfaz cementada entre la corona y el pilar presenta niveles de esfuerzo considerablemente menores, lo que indica que la mayor solicitación es transmitida hacia la conexión implante-pilar.

El corte transversal del pilar permite apreciar con mayor claridad la trayectoria seguida por los esfuerzos al interior del componente (Figura 5.2). La distribución obtenida presenta una notable asimetría, concentrándose los mayores esfuerzos hacia el lado vestibular, coincidiendo con el sentido de aplicación de la componente horizontal de la carga oclusal. Este comportamiento es consistente con el estado de flexión generado por una carga oblicua aplicada sobre un elemento empotrado en su extremo inferior. Desde un punto de vista mecánico, el conjunto implante-pilar presenta un comportamiento análogo al de una viga en voladizo sometida a flexión, donde la carga inclinada induce una distribución no simétrica de los esfuerzos.

Además del estado de esfuerzos presentes en la conexión cónica, se observa un nivel de esfuerzo cercano a 220 MPa en la región correspondiente al asiento del tornillo dentro del pilar. Si bien el tornillo no fue modelado explícitamente como un sólido tridimensional, esta zona corresponde al punto donde se aplica la condición de unión equivalente utilizada para representar la pretensión del sistema. En consecuencia, esta región también participa en la transferencia de carga y presenta niveles de esfuerzo que no resultan despreciables con respecto al comportamiento general del componente.

Un análisis más detallado de la superficie cónica permite identificar dos regiones de mayor criticidad. La primera se localiza en la porción inferior del cono, próxima a la transición geométrica entre la superficie cónica y la superficie cilíndrica del pilar (Figura 5.5). Si bien la propia transición presenta una singularidad numérica asociada al cambio de sección y a los reducidos radios de curvatura, dicha región fue excluida del análisis para la obtención de resultados, tal como se explicó en la sección de Metodología. No obstante, la zona cónica inmediatamente adyacente a esta transición continúa presentando elevados niveles de esfuerzo, lo que indica que dicha región constituye una zona crítica desde el punto de vista mecánico. Este comportamiento puede atribuirse a que la transición entre el cono y la superficie cilíndrica representa un cambio abrupto en la forma en que se transmiten las cargas entre el pilar y el implante. Mientras que a lo largo de la conexión cónica las cargas se transfieren progresivamente mediante el contacto inclinado entre las superficies, en la base del cono la carga pasa a ser transmitida por una superficie de apoyo prácticamente perpendicular al eje del implante, donde se produce el asentamiento del pilar sobre el implante. Este cambio en las condiciones de apoyo genera un incremento local en las reacciones y, en consecuencia, elevados niveles de esfuerzo en la porción inferior del cono.

La segunda región crítica se ubica en el extremo superior del cono, coincidiendo con el término del contacto entre el pilar y el implante, en la plataforma superior de este último. En esta zona se mezclan dos efectos. Por una parte, la flexión inducida por la carga oblicua produce los mayores momentos internos en la base del pilar, de manera análoga al comportamiento de una viga en voladizo. Por otra parte, el apoyo desarrollado entre la superficie cónica del pilar y la plataforma del implante incrementa localmente el esfuerzo debido a dicha interacción. Como consecuencia de ambos fenómenos, esta zona corresponde a una de las regiones de mayor esfuerzo del pilar y constituye uno de los puntos críticos para la evaluación de su comportamiento.

El comportamiento mecánico del pilar ASC presenta una distribución de esfuerzos equivalente de Von Mises muy similar a la observada en el pilar SSC (Figura 5.28). Los mapas de esfuerzo muestran que las mayores solicitaciones continúan desarrollándose en la región inferior del pilar, específicamente sobre la superficie cónica de contacto y la zona cilíndrica adyacente, mientras que la interfaz cementada entre la corona y el pilar permanece sometida a niveles de esfuerzo considerablemente menores.

El análisis detallado de la superficie cónica evidencia que las zonas críticas del pilar ASC coinciden con las identificadas para el pilar SSC. En consecuencia, la modificación geométrica asociada al canal de tornillo angulado no produce un desplazamiento de las zonas críticas ni altera el mecanismo mediante el cual se transmiten las cargas a través de la conexión implante-pilar.

La principal diferencia entre ambas configuraciones corresponde a la magnitud de los esfuerzos desarrollados. Para el pilar ASC se obtuvo un esfuerzo equivalente máximo de 517,36 MPa, inferior a los 549,30 registrados para el pilar SSC. Esta diferencia resulta consistente con las condiciones de carga empleadas en ambos modelos, ya que la simulación correspondiente al sector anterior considera una fuerza oclusal de menor magnitud que la utilizada para el sector posterior, representando el comportamiento fisiológico esperado de los dientes incisivos respecto de los molares. Dado que la geometría de la región de la conexión cónica es prácticamente la misma en ambas soluciones, la disminución observada en la magnitud de los esfuerzos se atribuye principalmente a la menor carga aplicada, más que a diferencias geométricas.

En cuanto a las singularidades observadas, la primera singularidad numérica observada es en la transición entre la superficie cónica y la superficie cilíndrica (Figura 4.38). Esta no corresponde a un fenómeno físico del componente, sino a un efecto numérico propio del método de elementos finitos. Su aparición está asociada a la combinación de una discontinuidad geométrica, caracterizada por un cambio abrupto entre la superficie cónica y la cilíndrica mediante radios de curvatura reducidos y a la transición brusca de transmisión de carga (se pasa de una transmisión cónica a una perpendicular al eje del implante). Bajo estas condiciones, el campo de esfuerzos presenta gradientes elevados que aumentan al refinar la malla.

La segunda singularidad numérica (Figura 4.39) se localiza en el extremo superior de la superficie cónica, coincidiendo con la zona de apoyo del pilar sobre la plataforma del implante (una especie de pivoteo). Desde un punto de vista mecánico, esta región es naturalmente una zona de concentración de esfuerzos, ya que corresponde al punto donde el pilar se apoya en el implante producto de la flexión, sin embargo, sobre esta concentración física de esfuerzos se superpone una singularidad numérica asociada al término abrupto de la superficie de contacto entre ambos componentes.

Es importante destacar que esta singularidad no modifica el mapa general de distribución de esfuerzos ni la las zonas críticas del componente. De acuerdo con el principio de Saint-Venant, su influencia permanece confinada a una región localizada, por lo que el esfuerzo obtenido en zonas adyacentes representa adecuadamente el comportamiento mecánico del pilar.

Implantes anterior y posterior

La Figura 5.6 presenta la distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises obtenida para el implante correspondiente a la solución posterior y anterior. Para ambos casos, el mapa de esfuerzos presenta un comportamiento muy similar al observado previamente en el pilar, observándose una continuidad en la transferencia de carga a través de la conexión implante-pilar. Este comportamiento se debe a que ambos componentes interactúan mediante un cono Morse, donde las regiones del pilar sometidas a mayores esfuerzos generan reacciones de contacto de igual magnitud y sentido opuesto sobre la superficie del implante, produciendo una distribución de esfuerzos continua entre ambos componentes. Además, al ser ambos componentes del mismo material, la magnitud del esfuerzo es del mismo orden.

El análisis detallado del implante permite identificar tres regiones críticas. La primera se localiza en la porción inferior de la superficie cónica, próxima a la transición geométrica entre el cono y la superficie cilíndrica del implante. La segunda corresponde a la región donde el pilar se apoya sobre la plataforma superior del implante, coincidiendo con el término de la superficie de contacto entre ambos componentes. Finalmente, se observa una tercera región de elevados esfuerzos en la parte superior de la superficie cilíndrica del implante, próxima a la transición con la geometría cónica.

Aunque la transferencia de carga entre el pilar y el implante se produce mediante la misma interfaz de contacto, ambos componentes desarrollan magnitudes de esfuerzo diferentes. En el pilar SSC se obtiene un esfuerzo equivalente máximo de 549,3 MPa, mientras que en el implante correspondiente el valor máximo alcanza 441,20 MPa. Para el caso del pilar ASC se tiene un esfuerzo máximo de 517,36 MPa con 334,88 MPa en su implante.

La diferencia mencionada en el párrafo anterior, se debe principalmente a la menor sección resistente del pilar y a su función estructural, ya que este componente recibe directamente la carga oclusal y desarrolla mayores efectos de flexión antes de transmitir las solicitaciones al implante. En contraste, el implante presenta una geometría más robusta y sin un agujero tan pronunciado para el alojo del tornillo como el que posee el pilar, favoreciendo una mejor distribución de las tensiones.

Al igual que en el pilar, la plataforma del implante y la transición entre la superficie cónica y la superficie cilíndrica presentan una singularidad numérica (Figura 4.41) que se debe a los mismos motivos explicados previamente para el caso del pilar en la sección 6.1.2.

Con respecto al exterior del implante, la zona ubicada en la región cervical presenta mayores niveles de esfuerzo que la zona del ápice del implante. Este comportamiento se encuentra asociado a las diferencias en la rigidez del tejido óseo circundante. En la región cervical, el implante se encuentra unido al hueso cortical mediante una condición de contacto tipo bonded, cuyo mayor módulo de elasticidad restringe en mayor medida el desplazamiento del implante y favorece la transmisión de cargas. En cambio, los hilos que se encuentran en contacto con el hueso trabecular presentan menores niveles de esfuerzo debido a la menor rigidez de este tejido, lo que permite una mayor deformación (Figura 6.2).

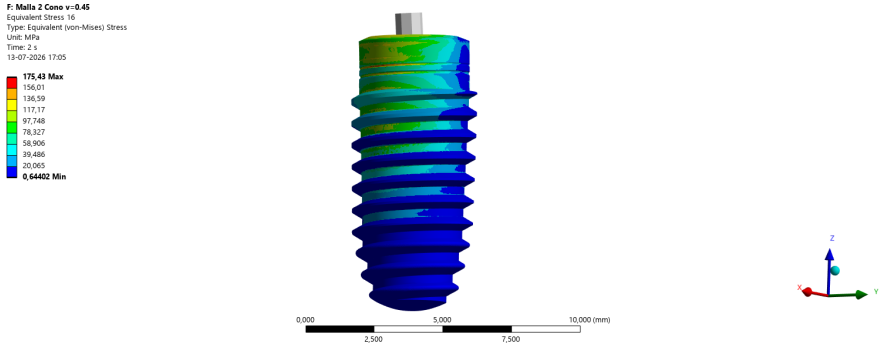


Figura 6.2: Distribución del esfuerzo en la superficie externa del implante.

Corona molar e incisivo

Las Figuras 5.10 y 5.37 presentan la distribución del esfuerzo principal máximo obtenida para la corona protésica. En ambas soluciones implantarias, la mayor parte

de las solicitaciones se concentra en la interfaz interna de unión entre con el pilar, correspondiente a la superficie cementada. Por otro lado, las superficies externas de la corona presentan niveles de esfuerzo considerablemente menores, indicando que la transferencia de carga hacia el pilar se produce principalmente a través de la conexión interna entre ambos componentes.

Analizando la interfaz cementada, se observa que el esfuerzo principal máximo se localiza en la cara palatina de la conexión interna entre la corona y el pilar, coincidiendo con el lado opuesto del sentido en el que se aplica la carga oclusal. Este comportamiento responde al estado de flexión y rotación alrededor del pilar que tiende a hacer la corona durante la transmisión de carga. La cara palatina de la conexión tiende a separarse del pilar, desarrollando esfuerzos de tracción en la zirconia, mientras que la cara vestibular interna experimenta menores esfuerzos de tracción debido a que esta tiende a comprimirse contra el pilar.

Al comparar los mapas de esfuerzo de ambas coronas, los resultados sugieren que la geometría del pilar ASC no altera la ubicación de la zona crítica ni la distribución general del esfuerzo principal máximo.

Las singularidads numéricas observadas en los surcos de encaje entre la corona y el pilar (Figura 4.42) se deben principalmente a contacto entre aristas vivas y cambios abruptos de sección en la zona. Por otro lado, también existe una singularidad en la zona inferior cónica de la unión, justo en la arista de cambio de sección cónica a cilindrica de la corona. Nuevamente, estos artefactos numéricos localizados no afectan ni la distribución general de esfuerzos ni las zonas críticas.

6.2. Comportamiento biomecánico de los tejidos periimplantarios

6.2.1. Deformaciones en el hueso

Hueso maxilar posterior

La Figura 5.14 presenta la distribución de la deformación principal mínima y máxima obtenida para el hueso periimplantario correspondiente a la solución posterior.

En ambos mapas se observa que las mayores deformaciones se concentran principalmente en las crestas de los hilos externos del implante y en la región apical. Este comportamiento indica que la transferencia de carga desde el implante hacia el hueso se produce de manera distribuida a lo largo de toda la superficie roscada, siendo las crestas de los hilos las zonas donde el contacto entre ambos componentes genera las mayores deformaciones locales.

La mayor magnitud de deformación observada en las zonas mencionadas se encuentra asociada a que estas regiones se encuentran en contacto directo con el hueso trabecular, el cual presenta una rigidez considerablemente menor que el hueso cortical experimentando mayores desplazamientos bajo la acción de cargas. Así, resulta esperable que tanto la deformación principal mínima como la máxima alcancen sus mayores valores en el hueso trabecular que rodea la superficie roscada del implante.

El hueso cortical presenta niveles de deformación considerablemente menores en la mayor parte de su volumen. La región donde se desarrollan las mayores deformaciones corresponde a la cresta ósea, ubicada en el borde superior del orificio implantario. Este comportamiento resulta consistente con la mayor rigidez de este hueso y con el mecanismo de transferencia de carga del implante. Debido a la carga oblicua aplicada, el implante se tiende a apoyar sobre la cresta ósea, incrementando localmente las deformaciones en esta región.

En el caso de la deformación principal mínima (Figura 5.17), el valor registrado en la cresta ósea cortical supera el umbral de inicio de microdaño propuesto por Frost para hueso cortical, establecido aproximadamente en 3000 $\mu\varepsilon$. Este resultado no implica una fractura inmediata del tejido, ya que permanece considerablemente por debajo del umbral de fractura, cercano a 25,000 $\mu\varepsilon$. Pese a esto, sí indica que, bajo las condiciones consideradas en la simulación, la cresta ósea cortical constituye una región potencialmente susceptible al desarrollo de microdaño o procesos de remodelación ósea desfavorables cuando estas solicitaciones se presentan de forma repetitiva.

En el hueso trabecular también se obtuvieron deformaciones principales mínimas del orden de 6094 $\mu\varepsilon$, principalmente en las crestas de los hilos y en la región apical. No obstante, la comparación directa con los umbrales propuestos por Frost debe realizarse con cautela, ya que dichos valores fueron establecidos principalmente para

hueso cortical laminar y no representan necesariamente el comportamiento mecánico del hueso trabecular. Por este motivo, las deformaciones obtenidas en este tejido se utilizan principalmente para analizar su distribución de alrededor del implante, más que para establecer criterios cuantitativos de daño.

En cuanto a la deformación principal máxima (Figura 5.18), el valor máximo obtenido fue de 4869 $\mu\varepsilon$, localizándose exclusivamente en el hueso trabecular, principalmente alrededor del ápice y de las crestas de los hilos externos del implante. Debido a que estas deformaciones se desarrollan unicamente en el hueso trabecular, su comparación con los umbrales del mecanostato de Frost nuevamente debe interpretarse con cautela.

Hueso maxilar anterior

La Figura 5.41 presenta la distribución de la deformación principal mínima y máxima obtenida para el hueso periimplantario correspondiente a la solución anterior. En términos generales, ambos mapas presentan una distribución prácticamente idéntica a la observada para la solución posterior, concentrándose las mayores deformaciones en las crestas de los hilos externos del implante, en la región apical y en la cresta ósea cortical. Este comportamiento indica que la incorporación de un pilar con canal de tornillo angulado (ASC) no modifica el mecanismo de transferencia de carga hacia el tejido óseo, manteniéndose las mismas zonas críticas identificadas en la solución con pilar SSC.

Para la deformación principal mínima (Figura 5.44) se obtuvo un valor máximo de -7118 $\mu\varepsilon$, localizado principalmente en la cresta ósea cortical, así como en la región apical y en las crestas de los hilos externos del implante. Al igual que en la solución posterior, la deformación registrada en la cresta ósea supera el umbral de inicio de microdaño propuesto por Frost para hueso cortical. Si bien este resultado no implica una fractura inmediata del tejido óseo, sí indica que, bajo las condiciones consideradas en el modelo, la región cortical cervical se encuentra sometida a un estado de sobrecarga localizada, por lo que constituye una zona potencialmente susceptible al desarrollo de microdaño o procesos de remodelación ósea desfavorables cuando estos estados de carga se presentan de manera repetitiva.

Por otra parte, las deformaciones principales mínimas registradas en la región apical y en las crestas de los hilos corresponden al hueso trabecular. En consecuencia, la comparación directa de estos valores con los umbrales propuestos por Frost debe realizarse con cautela, dado que dichos límites fueron establecidos principalmente para hueso cortical laminar y no representan necesariamente el comportamiento mecánico del hueso trabecular.

En cuanto a la deformación principal máxima (Figura 5.45), se obtuvo un valor de 6127 $\mu\varepsilon$, localizado exclusivamente en el hueso trabecular, principalmente en la región apical y en las crestas de los hilos externos del implante. La ausencia de deformaciones principales máximas críticas en el hueso cortical resulta consistente con el comportamiento observado en la solución posterior, donde las deformaciones de tracción se concentran preferentemente en el tejido trabecular debido a su menor rigidez.

Es importante notar que tanto en el ápice como en los hilos externos del implante se presentan las máximas deformaciones tanto para deformación principal máxima y mínima. Esto puede atribuirse a que la carga al ser oblicua, el implante tiende a hacer un movimiento de rotacion en el sentido contrario al de las manecillas del relos y por eso la zona superior de los hilos queda expuesta a deformaciones de tension (tiende a despegarse del hueso) y la parte inferior a deformaciones de compresión (tiende a comprimirse con el hueso).

Tejido gingival anterior y posterior

Las Figuras 5.19 y 5.46 presentan las distribuciones de la deformación elástica equivalente obtenida para el tejido gingival en las soluciones implantarias posterior y anterior respectivamente. Se obtuvo una deformación máxima de 0,0255 mm/mm (2,55 %) para la solución anterior y de 0,0402 mm/mm (4,02 %) para la solución posterior. Estos valores indican que, en las regiones más solicitadas, el tejido gingival experimenta una deformación equivalente al 2,55 % y 4,02 % de su longitud inicial, respectivamente. En ambos casos, la distribución de la deformación presenta un comportamiento similar, observándose que las mayores deformaciones se concentran únicamente sobre uno de los lados del tejido gingival que rodea la base de la corona.

La distribución asimétrica de la deformación resulta consistente con la dirección

de aplicación de la carga oclusal. Debido a que la carga es aplicada de forma oblicua, la corona experimenta un proceso de flexión que provoca un desplazamiento lateral de su zona inferior. La corona desarrolla un contacto mas estrecho con el tejido gingival en uno de sus lados, comprimiéndolo y generando las mayores deformaciones elásticas equivalentes en dicha región. En contraste, sobre el lado opuesto prácticamente no se observan deformaciones, ya que el movimiento de la corona produce un alejamiento respecto del tejido gingival, disminuyendo el contacto mecánico entre ambas superficies.

Como este comportamiento se observa tanto en la solución anterior como en la posterior, la modificación geométrica introducida por el pilar ASC no altera el mecanismo mediante el cual la corona transmite las deformaciones al tejido blando.

En ambas soluciones implantarias se identificaron singularidades numéricas localizadas en la región crestal del tejido gingival (Figura 4.44), coincidiendo con el término del contacto entre la corona y la encía. Adicionalmente, en la solución posterior se observó una segunda singularidad en la región basal del contacto corona-encía (Figura 4.43). Estas singularidades se atribuyen principalmente a la discretización geométrica de la superficie externa de la corona, obtenida a partir del procesamiento del modelo escaneado. Durante la conversión de la geometría a un sólido CAD, esta queda discretizada por caras triangulares con cantos vivos que, al entrar en contacto con el tejido gingival, producen aumentos puntuales de la deformación.

Desde el punto de vista clínico, si bien no existen criterios biomecánicos que permitan relacionar directamente la deformación del tejido gingival con un umbral de daño clínico, el análisis de la deformación elástica equivalente permite identificar las regiones donde el tejido blando experimenta la mayor interacción mecánica con la solución. En esee sentido, las zonas que presentan mayores deformaciones corresponden a aquellas donde la corona ejerce una mayor compresión sobre la encía durante la aplicación de la carga oclusal, información que resulta útil para identificar regiones a las cuales se le debería poner atención a la hora de tratar un paciente.

6.3. Resistencia estática de los componentes protésicos.

6.3.1. Corona

Tal como se analizó en la sección anterior, la máxima tensión principal de ambas coronas se desarrolla en la interfaz de unión con el pilar. El valor reportado para la solución posterior fue la tensión principal máxima de 46,14 MPa, mientras que para la solución anterior la magnitud alcanzó 46,26 MPa. Considerando una resistencia última a la flexión de la zirconia de 900 MPa, se obtuvieron factores de seguridad estáticos de 19,51 y 19,46, respectivamente. Estos elevados factores de seguridad indican que, bajo las condiciones de carga evaluadas, las tensiones desarrolladas en ambas coronas se mantienen muy por debajo de la capacidad resistente del material, descartándose la ocurrencia de una falla estática.

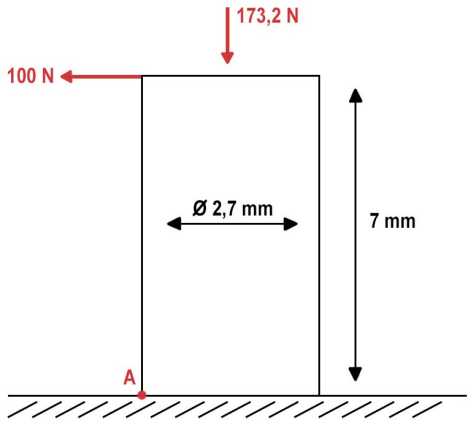
Desde un punto de vista biomecánico, este resultado es consistente con las condiciones de carga consideradas en el presente estudio, ya que las simulaciones representan un escenario de masticación fisiológica cotidiana. En consecuencia, resulta esperable que una restauración confeccionada en zirconia opere con un amplio margen de seguridad frente a este tipo de solicitaciones. Es importante destacar que este margen podría reducirse bajo condiciones de carga más severas, como las asociadas al bruxismo u otros episodios de sobrecarga oclusal, donde las fuerzas aplicadas pueden incrementarse considerablemente.

A pesar de que la solución anterior fue evaluada con una carga oclusal (100 N) inferior a la utilizada en la solución posterior (200 N), ambas configuraciones desarrollaron tensiones máximas y factores de seguridad prácticamente idénticos. Este comportamiento sugiere que la modificación geométrica introducida por el pilar ASC podría estar incrementando la solicitación mecánica de la corona. Sin embargo, para confirmar esto, se debería hacer una evaluación con el mismo tipo de corona, ya que el cambio de una geometría de corona molar e incisiva también podría ser una de las causas de este fenómeno.

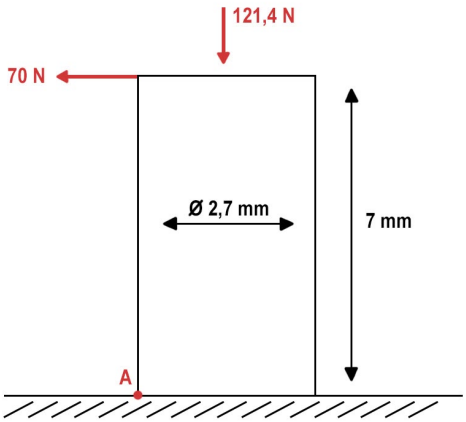
6.3.2. Pilar ASC y SSC

Tal como se analizó en la sección anterior, las regiones críticas del pilar corresponden, tanto para la solución con pilar SSC como ASC, a la superficie cónica de contacto con el implante y a la transición geométrica entre el cono y la superficie cilíndrica. En dichas regiones se obtuvieron esfuerzos equivalentes máximos de 549,3 MPa para el pilar SSC (Figura 5.5) y 517,36 MPa para el pilar ASC (Figura 5.32).

Con el propósito de verificar que las magnitudes obtenidas mediante elementos finitos fueran consistentes desde un punto de vista mecánico, se realizó una estimación analítica basada en Mecánica de Materiales, considerando la combinación de esfuerzos de compresión y flexión generados por la carga oclusal. Para la solución SSC se obtuvo un esfuerzo aproximado de 392,6 MPa, el cual aumenta hasta aproximadamente 455 MPa al incorporar el efecto de la pretensión del tornillo. Para la solución ASC, la misma metodología entregó un esfuerzo aproximado de 274,8 MPa, alcanzando cerca de 337 MPa al considerar la contribución de la pretensión. Estas estimaciones no pretenden reproducir exactamente los resultados obtenidos mediante elementos finitos, sino proporcionar un orden de magnitud esperado que permita evaluar la consistencia física de la simulación numérica. El detalle de los cálculos realizados se presentan en el Anexo (8.2) y en la Figura 6.3 se observan los diagrama de cuerpo libre considerados.



(a)



(b)

Figura 6.3: DCL considerados para evaluación mediante Mecánica de Materiales en zona a) Anterior y b) Posterior.

Adicionalmente, los esfuerzos obtenidos presentan una buena concordancia con los resultados reportados por [14], estudio citado en la sección Estado del Arte y en el cual analizaron una solución implantaria de características similares mediante elementos finitos y reportaron un esfuerzo equivalente máximo de 481,2 MPa para el pilar. Si bien las condiciones de carga y la geometría empleadas en dicho estudio no son idénticas a las consideradas en el presente trabajo, la cercanía entre ambos resultados constituye una validación adicional del orden de magnitud obtenido en las simulaciones desarrolladas. Las diferencias observadas son esperables y pueden atribuirse a las particularidades geométricas de cada modelo, a las condiciones de carga empleadas, representación más detallada del montaje, a la pretensión del tornillo y a la configuración de los tejidos periimplantarios.

Finalmente, el análisis estático entregó factores de seguridad de 1,69 para el pilar SSC y 1,80 para el pilar ASC. Si bien ambos valores son inferiores a los obtenidos para la corona, continúan siendo superiores a la unidad, indicando que el componente trabaja dentro de su capacidad resistente bajo las condiciones de carga evaluadas. Estos resultados resultan consistentes con el hecho de que el pilar es el componente estructuralmente más exigido de la solución implantaria, siendo el principal responsable de transmitir las cargas desde la corona hacia el implante.

Es importante considerar que las simulaciones fueron desarrolladas bajo una condición de carga conservadora. En la práctica clínica se procura que las cargas oclusales se transmitan lo más alineadas posible con el eje longitudinal del implante, minimizando la aparición de momentos flectores. En el presente estudio, en cambio, se consideró una carga inclinada 30° respecto del eje del implante con el propósito de representar una condición más desfavorable desde el punto de vista mecánico. En consecuencia, resulta esperable que una restauración correctamente instalada en condiciones clínicas presente un estado tensional menos exigente y, por ende, un factor de seguridad superior al obtenido en esta simulación.

Desde un punto de vista biomecánico, sería posible incrementar el margen de seguridad aumentando las dimensiones del pilar, sin embargo, ello implicaría restauraciones de mayor volumen, menor disponibilidad de espacio protésico y una solución poco cómoda para el paciente. Por esta razón, el diseño de estos componentes responde también a un proceso de optimización, en el cual se busca utilizar la menor cantidad

de material compatible con un funcionamiento mecánicamente seguro, privilegiando simultáneamente la estabilidad estructural, la funcionalidad clínica y la comodidad del paciente.

6.3.3. Implante anterior y posterior

Tal como se analizó en la sección anterior, la distribución de esfuerzos equivalente de Von Mises obtenida para los implantes SSC y ASC presenta prácticamente el mismo patrón de distribución y las mismas zonas críticas, localizadas principalmente en la superficie cónica de contacto con el pilar, en la transición entre el cono y la superficie cilíndrica y en la región superior del cilindro. La principal diferencia entre ambas configuraciones corresponde a la magnitud de los esfuerzos desarrollados, obteniéndose un esfuerzo equivalente máximo de 441,20 MPa para el implante correspondiente a la solución posterior y de 334,88 MPa para la solución anterior.

Con el propósito de verificar que las magnitudes obtenidas mediante elementos finitos fueran consistentes con lo reportado en la literatura, se compararon los resultados con el estudio desarrollado por [14], donde se analizó una solución implantaria bajo condiciones de carga similares mediante elementos finitos. En dicho trabajo se reportaron esfuerzos equivalentes máximos comprendidos entre 204 MPa y 266 MPa para el implante. Si bien estos valores son inferiores a los obtenidos en el presente estudio, ambos trabajos presentan el mismo orden de magnitud, proporcionando una referencia adecuada para validar la consistencia de los resultados obtenidos.

Las diferencias observadas resultan esperables debido a que ambos modelos presentan diferencias en la geometría de la conexión implante-pilar, en las condiciones de carga y en la representación del sistema implantario. Además, el modelo desarrollado en el presente trabajo incorpora explícitamente el efecto de la pretensión del tornillo, condición que no fue considerada en el estudio de referencia y que contribuye a incrementar el estado tensional inicial del conjunto.

Por otra parte, resulta interesante observar que, a pesar de encontrarse en contacto directo con el pilar y participar de la misma transferencia de carga, el implante desarrolla esfuerzos inferiores a los obtenidos en dicho componente. Este comporta-

miento puede atribuirse principalmente a su mayor volumen resistente y a una geometría con una sección transversal más robusta, lo que favorece una distribución más uniforme de las cargas transmitidas desde el pilar.

Finalmente, el análisis estático entregó factores de seguridad de 2,11 para el implante correspondiente a la solución posterior y de 2,78 para la solución anterior. Ambos valores son superiores a los obtenidos para el pilar, lo que resulta consistente con la mayor capacidad resistente asociada a la geometría del implante. Si bien estos factores de seguridad no son excesivamente elevados, indican que el componente trabaja con un margen de seguridad suficiente frente a las cargas consideradas en el presente estudio.

Al igual que en el análisis del pilar, es importante considerar que las simulaciones fueron desarrolladas bajo una condición de carga conservadora, aplicando una fuerza inclinada 30° respecto del eje longitudinal del implante. Desde un punto de vista clínico, se procura que la carga oclusal se transmita lo más axialmente posible, minimizando los momentos flectores y, por consiguiente, el estado tensional desarrollado en los componentes protésicos. En ese sentido, los factores de seguridad obtenidos representan una condición más exigente que la esperable para una restauración correctamente instalada.

6.3.4. Efecto de la pretensión

La Figura 6.4 presenta la distribución del esfuerzo equivalente de Von Mises en el pilar SSC bajo la acción exclusiva de la pretensión del tornillo. En las zonas críticas previamente identificadas se obtuvo, mediante el criterio del percentil 99, un esfuerzo equivalente de 91,46 MPa. Posteriormente, al incorporar la carga oclusal sobre el estado inicial de pretensión, el esfuerzo equivalente máximo en estas mismas regiones aumentó hasta 549,3 MPa.

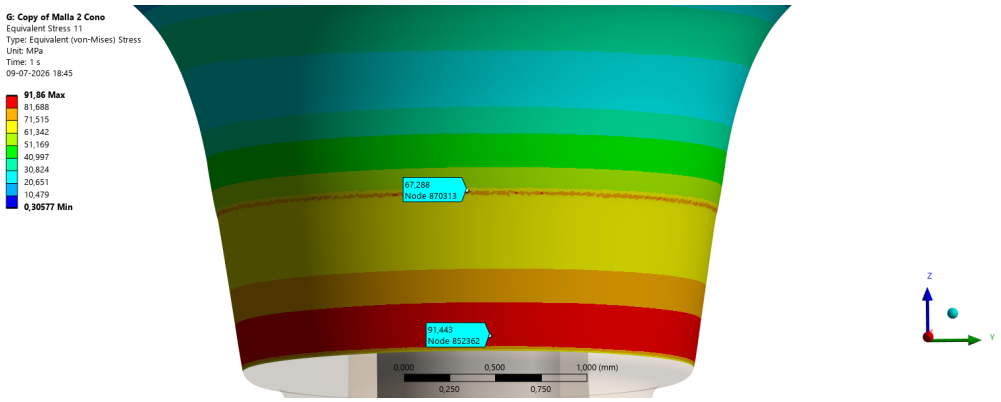


Figura 6.4: Distribución del esfuerzo en el pilar en el estado de pretensión.

Al comparar ambos resultados, se observa que el esfuerzo generado únicamente por la pretensión equivale aproximadamente al 16,65 % del esfuerzo máximo final obtenido bajo la acción conjunta de la pretensión y la carga oclusal. Esto indica que una fracción relevante del estado tensional del pilar ya se encuentra presente antes de la aplicación de la carga externa, exponiendo la importancia de incorporar la pretensión del tornillo en el análisis biomecánico del sistema implantario. Cabe señalar que este porcentaje representa una relación entre las magnitudes obtenidas en ambos estados de carga y no una descomposición lineal exacta del esfuerzo final.

Un comportamiento similar se observa en el pilar ASC. En la región crítica correspondiente a la superficie cónica de la conexión implante-pilar, la pretensión del tornillo genera un esfuerzo equivalente de 91,87 MPa, el cual aumenta hasta 517,36 MPa al incorporar la carga oclusal. En este caso, el esfuerzo inducido exclusivamente por la pretensión representa aproximadamente el 17,76 % del esfuerzo máximo desarrollado durante la condición de funcionamiento. La similitud entre este porcentaje y el obtenido para el pilar SSC evidencia que, independientemente de la geometría del pilar, la pretensión constituye un estado tensional inicial significativo que debe ser considerado en el análisis mecánico del conjunto, ya que su no consideración subestimaría los esfuerzos sobre el pilar.

6.3.5. Efecto del tejido gingival

La influencia del tejido gingival se evaluó sobre el pilar SSC, debido a que esta constituye el componente más solicitado del sistema implantario posterior. En el modelo que incorpora el tejido gingival se obtuvo un esfuerzo equivalente máximo de

549,3 MPa, mientras que al excluir este tejido el valor aumentó hasta 588,77 MPa. Por lo tanto, la ausencia de la encía produjo un incremento aproximado del 7,19 % en el esfuerzo máximo del pilar. De manera equivalente, la incorporación del tejido gingival permitió reducir el esfuerzo en cerca de un 6,70 % respecto de la configuración que no lo considera (ver Figura 6.5).

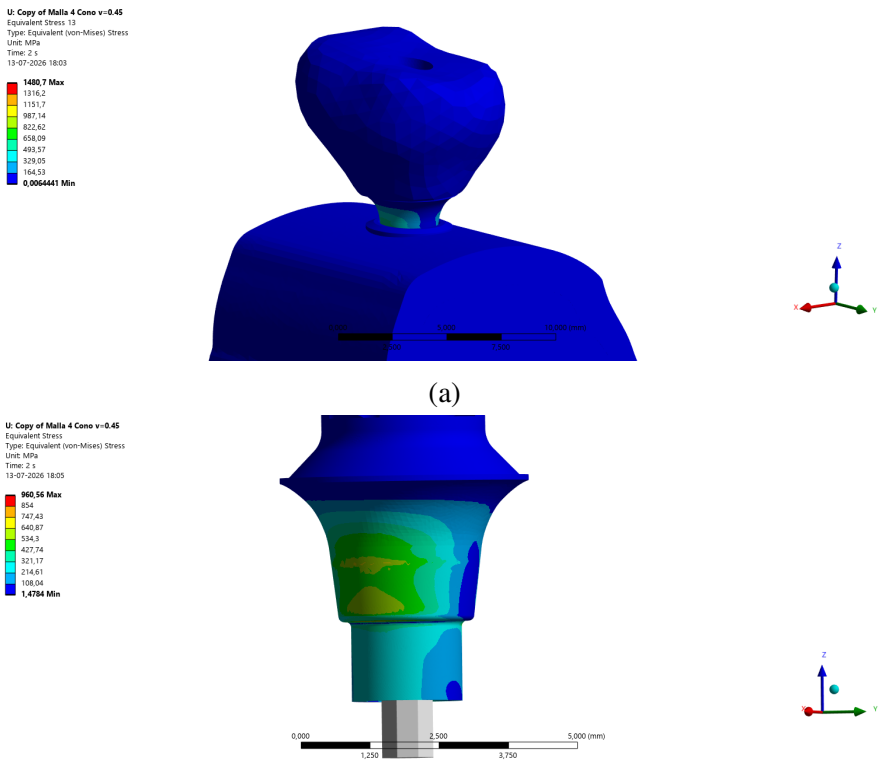


Figura 6.5: Distribución esfuerzo equivalente de Von Mises en la solución implantaria posterior: a) Vista general. b) Detalle en el pilar SSC.

Este comportamiento puede explicarse porque el tejido gingival proporciona un apoyo complementario alrededor de la región cervical de la restauración. Aunque su rigidez es considerablemente menor que la de los componentes protésicos, su contacto con la corona y pilar limita el desplazamiento lateral del conjunto y reduce la longitud efectiva que trabaja en voladizo. Al retirar este tejido, aumenta el brazo efectivo de la carga oblicua y así, el momento flector transmitido hacia la conexión implante-pilar, elevando el esfuerzo en la región crítica del pilar.

El hecho de que en la solución posterior se observe una reducción cercana al 7,2 % del esfuerzo máximo indica que la incorporación del tejido gingival constituye un aspecto relevante para la representación biomecánica del sistema implantario tanto posterior como anterior, ya que contribuye a obtener una estimación más representativa del comportamiento del conjunto, evitando adoptar condiciones excesivamente desfavorables que podrían conducir a interpretar la necesidad de dimensiones mayores sin considerar las restricciones anatómicas del sistema.

Si bien en el presente estudio el tejido gingival fue representado mediante un modelo lineal elástico, la utilización de un modelo constitutivo más avanzado, como uno hiperelástico o viscoelástico, podría modificar la forma en que este tejido interactúa con la restauración durante la aplicación de la carga oclusal. Esta representación podría alterar principalmente las deformaciones desarrolladas en la encía y, en menor medida, las presiones de contacto generadas entre el pilar-tejido gingival-corona.

Como consecuencia, podrían producirse variaciones en la magnitud de los esfuerzos transmitidos hacia el pilar y el implante, especialmente en aquellas configuraciones donde la corona presenta una mayor superficie de contacto con el tejido gingival, como ocurre en la solución posterior. No obstante, los resultados obtenidos muestran que la incorporación del tejido gingival mediante un modelo lineal elástico redujo el esfuerzo máximo del pilar en aproximadamente un 6,7 %. Así, resulta razonable esperar que la comparación de esta última simulación con otra con un modelo constitutivo más avanzado produzca variaciones de menor magnitud que las observadas al comparar los modelos con y sin tejido gingival y que no haya una modificación de las ubicaciones de las zonas críticas de los elementos.

6.4. Vida útil de las soluciones implantosoportadas

6.4.1. Solución posterior

La evaluación a fatiga de la solución posterior se realizó, tal como se mencionó en la sección de Metodología, considerando tanto el pilar como el implante y utilizando los esfuerzos obtenidos en las condiciones de pretensión del tornillo y de carga oclusal. A partir de estos estados de carga, el programa desarrollado en Python identificó el nodo crítico de cada componente.

En el caso del pilar SSC, el nodo crítico se localizó en el límite donde termina el contacto entre el cono del pilar y el cono interno del implante (Figura 5.24). Esta ubicación coincide con la región que presentó las mayores solicitaciones durante el análisis estático, lo que demuestra coherencia entre ambos análisis. Para este nodo se obtuvo un rango de esfuerzo de 492,88 MPa y un esfuerzo alternante equivalente corregido mediante el criterio de Goodman de 361,59 MPa, lo que entregó una vida útil superior a 1×10^{10} ciclos de carga, clasificando al componente dentro del régimen de vida infinita.

Por su parte, el implante posterior presentó su nodo crítico en la región superior del cono, es decir, en la misma posición que el nodo crítico del pilar (Figura 5.27). Esta localización también resulta coherente con la distribución de esfuerzos obtenida en el análisis estático, ya que corresponde a una de las zonas donde más se concentra la transferencia de carga desde el pilar hacia el implante.

En el nodo crítico del implante se obtuvo un rango de esfuerzo de 400,80 MPa, y un esfuerzo alternante equivalente de Goodman de 268,15 MPa. Al igual que en el pilar, la evaluación mediante la curva S-N corregida indicó una vida útil superior a 1×10^{10} ciclos, correspondiente al régimen de vida infinita.

Es importante señalar que una vida infinita en esta solución no implica que el componente posea una duración ilimitada o que sea inmune a cualquier mecanismo de falla. Este resultado indica que, bajo las condiciones de carga, geometría, material y pretensión consideradas, el esfuerzo alternante permanece por debajo del límite de fatiga del material, por lo que no se espera la iniciación de grietas por fatiga.

Considerando una frecuencia aproximada de 1 000 ciclos masticatorios diarios, una vida superior a 1×10^{10} equivale a decenas de millones de años de funcionamiento, superando ampliamente cualquier horizonte clínico razonable. En consecuencia, tanto el pilar como el implante de la solución posterior pueden considerarse de vida infinita para las condiciones fisiológicas simuladas.

Los factores de seguridad obtenidos y mostrados en la Tabla 5.2 y 5.4 en ambos componentes fueron superiores a la unidad, indicando que las condiciones de carga permanecen dentro de la región segura definida por cada criterio de evaluación.

El orden de los factores de seguridad también resulta consistente con el grado de conservadurismo de los criterios empleados. Soderberg proporcionó los menores factores de seguridad debido a que relaciona el esfuerzo medio con el límite de fluencia del material, constituyendo el criterio más conservador. Goodman entregó valores ligeramente superiores al utilizar la resistencia última del material para representar la influencia del esfuerzo medio. Finalmente, Gerber presentó los mayores factores de seguridad, ya que emplea una relación parabólica que representa de mejor forma el comportamiento experimental de materiales metálicos dúctiles, aunque con un menor nivel de conservadurismo.

Finalmente, el criterio de Langer permitió verificar la seguridad frente a una eventual falla por fluencia durante la primera aplicación de la carga máxima. Los factores de seguridad de 1,69 para el pilar y 2,11 para el implante indican que ninguno de los componentes alcanza el límite de fluencia bajo la combinación de esfuerzo medio y alternante considerada. En conjunto, estos resultados confirman que la solución posterior presenta un comportamiento seguro tanto frente a la cedencia estática como frente a la falla por fatiga para las condiciones de carga analizadas.

6.4.2. Solución anterior

En el caso del pilar ASC, el nodo crítico se localizó en el límite superior de la superficie de contacto entre el cono del pilar y el cono interno del implante, coincidiendo con la misma región identificada para el pilar SSC (Figura 5.52). Esta ubicación resulta coherente desde el punto de vista mecánico, ya que corresponde a una de las zonas de mayor solicitación obtenidas durante el análisis estático.

En el nodo crítico del pilar se obtuvo un rango de esfuerzo de 456,81 MPa y un esfuerzo alternante equivalente corregido mediante el criterio de Goodman de 327,50 MPa. A partir de estos valores, la curva S-N corregida entregó una vida útil superior a 1×10^{10} ciclos, clasificando al componente dentro del régimen de vida infinita.

A diferencia de lo observado en el pilar, el nodo crítico del implante anterior presentó una ubicación distinta respecto de la solución posterior. En este caso, el punto crítico se localizó en la región inferior del cono interno del implante, mientras que en

la solución posterior se encontraba en la zona cervical de la conexión (Figura 5.54). Este desplazamiento puede atribuirse a la diferencia en las condiciones de carga de la restauración anterior, lo que puede haber modificado la manera de distribuir la carga en el cono, pese a no haber afectado de manera notable.

En el nodo crítico del implante se obtuvo un rango de esfuerzo de 264,68 MPa y un esfuerzo alternante equivalente corregido mediante el criterio de Goodman de 167,70 MPa. Al igual que para el pilar, la evaluación mediante la curva S-N corregida entregó una vida útil superior a 1×10^{10} ciclos, correspondiente al régimen de vida infinita.

Tal como se indicó para la solución posterior, una vida útil infinita no implica que los componentes posean una duración ilimitada ni que sean inmunes a cualquier mecanismo de falla. Este resultado indica que, bajo las condiciones de carga, geometría, material y pretensión consideradas en el presente estudio, el esfuerzo alternante permanece por debajo del límite de fatiga del material, por lo que no se espera la iniciación de grietas por fatiga.

Al igual que para la solución anteiror, los valores de los factores de seguridad obtenidos tienen sentido en cuanto a magnitud según el conservadurismo de cada criterio.

Finalmente, el criterio de Langer permitió verificar la seguridad frente a una eventual falla por fluencia durante el primer ciclo de carga. Los factores de seguridad obtenidos, de 1,80 para el pilar y 2,80 para el implante, indican que ninguno de los componentes alcanza el límite de fluencia bajo la combinación de esfuerzos considerada. En consecuencia, la solución anterior presenta un comportamiento seguro tanto frente a la cedencia estática como frente a la iniciación de una falla por fatiga bajo las condiciones de carga evaluadas.

7. Conclusiones y recomendaciones

7.1. Conclusiones generales

La presente investigación permitió evaluar biomecánicamente, mediante simulación por elementos finitos, el comportamiento mecánico y la vida útil de soluciones implantarias cemento-atornilladas compuestas por un pilar con canal de tornillo angulado (ASC) para rehabilitaciones anteriores y un pilar con canal de tornillo recto (SSC) para rehabilitaciones posteriores. La metodología desarrollada permitió analizar la respuesta mecánica de los componentes protésicos y de los tejidos periimplantarios frente a condiciones representativas de carga estática y cíclica, proporcionando una descripción detallada del mecanismo de transferencia de carga dentro del sistema implantario.

Los resultados obtenidos permiten concluir que ambas soluciones protésicas presentan un comportamiento mecánico adecuado para trabajos de masticación normal en un paciente sano. Tanto el análisis estático como el análisis de fatiga evidenciaron factores de seguridad superiores a la unidad y una vida útil infinita para las condiciones de carga consideradas, indicando que los componentes evaluados poseen la capacidad estructural suficiente para soportar las solicitaciones fisiológicas propias de la función masticatoria.

Asimismo, el estudio permitió identificar que el pilar constituye el componente mecánicamente más exigido de la solución implantaria, independientemente de si corresponde a una configuración ASC o SSC. Si bien la modificación geométrica asociada al canal de tornillo angulado produce algunas variaciones en la magnitud de los esfuerzos desarrollados, no altera de manera significativa el mecanismo global de transferencia de carga ni la ubicación de las regiones críticas del conjunto implante-pilar-corona.

Finalmente, la investigación permitió mostrar la importancia de incorporar condiciones de modelación con un mayor grado de realismo clínico en estudios biomecánicos de soluciones implantarias. La consideración de fenómenos como la pretensión del tornillo, la presencia del tejido gingival y una representación detallada de las interfaces de contacto demostró influir directamente en la magnitud de los esfuerzos obtenidos, permitiendo reproducir de forma más representativa el comportamiento mecánico del

sistema. En este sentido, si bien la incorporación de estas condiciones incrementa el costo computacional del análisis, los resultados obtenidos demuestran que su consideración contribuye a generar estimaciones más cercanas al comportamiento clínico real y, por consiguiente, a mejorar la confiabilidad de las conclusiones derivadas de la simulación numérica.

7.2. Cumplimiento de objetivos específicos

7.2.1. Objetivo específico 1

Modelar en tres dimensiones los componentes de las soluciones protésicas, así como los tejidos biológicos periimplantarios con fidelidad anatómica.

Se logró el desarrollo de modelos tridimensionales con fidelidad anatómica correspondientes a las soluciones implantarias anterior y posterior, incorporando la geometría de la corona, estructura ósea y tejido gingival mediante un Scanner Intraoral y el pilar e implante basado en geometría real de fabricantes.

7.2.2. Objetivo específico 2

Simular el comportamiento del sistema prótesis-hueso bajo cargas oclusales estáticas y cíclicas, incorporando modelos constitutivos adecuados para el hueso y los tejidos blandos.

Este objetivo fue alcanzado mediante la implementación de simulaciones estáticas y cálculos de fatiga para ambas soluciones implantarias, considerando condiciones representativas de carga oclusal y la incorporación de modelos constitutivos adecuados para los distintos materiales presentes en el sistema. Ademas, se incorporaron aspectos relevantes del comportamiento mecánico, tales como la pretensión del tornillo y las condiciones de contacto entre los componentes. Los resultados obtenidos en cada simulación fueron coherentes con estudios previos mencionados y cálculos aproximados utilizando ecuaciones de mecánica de materiales.

7.2.3. Objetivo específico 3

Analizar la distribución de esfuerzos y desplazamientos generados tanto en las soluciones protésicas como en los tejidos biológicos periimplantarios.

Este objetivo fue cumplido mediante el análisis e interpretación de la distribución de esfuerzos y deformaciones tanto en los componentes protésicos como en los tejidos periimplantarios. Los resultados permitieron identificar las regiones más solicitadas de cada elemento del sistema implantario, estableciendo que, para el pilar y el implante, la región crítica corresponde al cono de conexión, mientras que para la corona esta se localiza en la interfaz de unión con el pilar. En el tejido óseo fue posible identificar las zonas con mayor susceptibilidad a la formación de microdaño, localizadas principalmente en la cresta ósea, las roscas externas del implante y la región apical. Por su parte, el análisis del tejido gingival permitió determinar que las mayores deformaciones se concentran en la zona donde la corona ejerce compresión durante la aplicación de la carga oclusal.

7.2.4. Objetivo específico 4

Estimar la vida útil de las soluciones implantarias compuestas por pilares ASC y SSC bajo condiciones de carga estática y cíclica.

Este objetivo fue logrado mediante la determinación de los factores de seguridad estáticos y la estimación de la vida útil de los componentes metálicos del sistema, correspondiente al pilar protésico y al implante. Los resultados obtenidos evidenciaron que ambas soluciones presentan factores de seguridad superiores a la unidad y una vida útil infinita bajo las condiciones de carga evaluadas, demostrando un desempeño mecánico adecuado para condiciones representativas de masticación normal. Además, permite dar cuenta que la fatiga no es el factor mas crítico al hablar de soluciones implantosoportadas y es necesario observar otros fenómenos y modos de falla.

7.3. Implicancias clínicas

Los resultados obtenidos para ambas soluciones implantosoportadas muestran que, bajo condiciones fisiológicas de masticación, la fatiga del pilar y del implante no

constituye el mecanismo de falla más probable. Las complicaciones clínicas que eventualmente puedan presentarse en este tipo de rehabilitación se asociarían con mayor probabilidad a otros fenómenos, tales como el aflojamiento del tornillo protésico, la pérdida de retención de la corona cementada, el astillamiento o fractura de la corona o el desgaste de la conexión implante-pilar. Estos mecanismos pueden comprometer el funcionamiento clínico de la restauración aun cuando la resistencia estructural de los componentes metálicos sea suficiente para evitar una falla por fatiga.

Igualmente, la obtención de una vida útil infinita resulta consistente con las condiciones de carga adoptadas en el presente estudio. La carga aplicada representa una condición fisiológica de masticación en un paciente sano y no un escenario de solicitación extrema. Desde el punto de vista del diseño biomecánico, es esperable que un sistema implantario comercial soporte este tipo de cargas sin desarrollar daño acumulativo por fatiga, ya que estos dispositivos están diseñados para permanecer en servicio durante largos periodos bajo condiciones funcionales normales. Distinta podría ser la respuesta frente a escenarios más exigentes, como pacientes con bruxismo, hábitos parafuncionales, sobrecargas oclusales o pérdida de soporte óseo, situaciones que podrían incrementar tanto la magnitud como la frecuencia de las solicitaciones mecánicas modificando la vida útil estimada.

Finalmente, los resultados obtenidos permiten concluir que, para las condiciones de carga consideradas, la resistencia a fatiga de los componentes metálicos no constituye el factor limitante de la vida útil de la rehabilitación implantosoportada. Así, la atención clínica debería orientarse preferentemente hacia la prevención y control de otras complicaciones mecánicas y protésicas, tales como el aflojamiento del tornillo, la pérdida de retención de la corona cementada y las fallas del material restaurador, las cuales representan los modos de falla más frecuentemente observados en la práctica clínica.

7.4. Alcances del estudio y recomendaciones para trabajos futuros

Los resultados que se han discutido a lo largo de este estudio deben interpretarse dentro del contexto de las simplificaciones geométricas, constitutivas y de las condicio-

nes de borde y contacto que se describen a continuación junto a recomendaciones para futuras investigaciones.

7.4.1. Simplificaciones geométricas

Con el fin de mantener un adecuado equilibrio entre realismo clínico y costo computacional, el modelo incorporó las siguientes simplificaciones geométricas:

- Modelación simplificada del tornillo: El tornillo fue representado mediante un elemento tipo Beam, incorporando la condición de pretensión, pero sin modelar explícitamente su geometría tridimensional ni la rosca. Como consecuencia, no es posible evaluar estados de esfuerzo locales en el cuerpo, la cabeza o la rosca de este componente. Se recomienda para trabajos futuros realizar el modelo tridimensional junto a las condiciones de borde correspondientes para obtener resultados de análisis de esfuerzo en este componente y ver cómo se ve afectado el comportamiento general del sistema.

- Simplificación de la conexión antirrotacional: Los lóbulos antirrotacionales de la base del pilar fueron reemplazados por una superficie cilíndrica equivalente, representando su función mediante una restricción cinemática (Remote Displacement). Esta aproximación permite mantener la función mecánica global de la conexión, aunque impide analizar la distribución local de esfuerzos y presiones de contacto sobre dichos lóbulos. Así, si se quiere hacer un análisis con una geometría más fiel a lo disponible comercialmente, se deberá incluir esta zona en el modelo 3D.

7.4.2. Materiales

En cuanto a los materiales empleados:

- Modelo constitutivo de los materiales: Todos los materiales fueron representados mediante un modelo lineal elástico e isotrópico, con excepción del tejido óseo, el cual fue modelado como un material ortotrópico para representar la dependencia direccional de sus propiedades mecánicas. De esta manera, no se consideró el comportamiento no lineal de materiales como el tejido gingival, el cual podría representarse mediante modelos hiperelásticos o viscoelásticos en futuras investigaciones.

- Representación del tejido óseo: El hueso cortical y trabecular fueron modelados como medios continuos homogéneos, sin representar explícitamente la micro-arquitectura trabecular, lo cual se recomienda agregar a futuras investigaciones sólo si se busca obtener un comportamiento altamente detallado del hueso y si el estudio está enfocado principalmente en esta estructura biológica debido a los altos costos computacionales que esto implicaría.

7.4.3. Condiciones de borde y contactos

En el estudio se adoptaron las siguientes simplificaciones en las condiciones de borde y contactos:

- Condiciones de carga: El análisis fue realizado considerando una condición representativa de masticación, sin incorporar la variabilidad propia de los ciclos masticatorios, ni condiciones de sobrecarga como el bruxismo u otros hábitos parafuncionales. Para futuros trabajos, se recomienda abarcar otros valores tanto de angulación como de magnitud de fuerza oclusal a modo de obtener curvas de comportamiento carga-angulación-esfuerzo. Además, se recomienda altamente simular condiciones de carga parafuncionales y de impacto.

- Pretensión del tornillo: La pretensión fue considerada constante durante toda la simulación, sin modelar la pérdida progresiva de pretensión ni el eventual aflojamiento del tornillo producto de la carga cíclica. Se recomienda en próximas simulaciones, incluir un porcentaje de pérdida de pretensión manteniendo las condiciones de carga oclusal para ver cómo este parámetro afecta directamente el comportamiento de la solución implantaria.

- Interacción entre componentes: No se consideró el desgaste progresivo entre las superficies en contacto, asumiendo que las propiedades de las interfaces permanecen constantes durante toda la vida útil de la restauración. En futuras investigaciones podría incorporarse el efecto del desgaste progresivo entre las superficies en contacto, con el fin de evaluar cómo la evolución de las interfaces modifica la distribución de esfuerzos y la vida útil del sistema.

- Oseointegración: Se asumió una oseointegración del 100 % entre el implante y el tejido óseo, representando la interfaz mediante una unión completamente adherida (Bonded). En consecuencia, no se consideraron condiciones clínicas de

oseointegración parcial ni pérdida de integración asociada a patologías periimplantarias, sin embargo, para futuros trabajos se podría ir variando el grado de oseointegración y así observar cómo se comportan tanto los componentes de la solución como los tejidos periimplantarios.

Bibliografía

[1] Yunhe Yang et al. “Three-dimensional finite element analysis of stress distribution on short implants with different bone conditions and osseointegration rates”. En: *BMC Oral Health* 23.1 (2023), pág. 220.

[2] Luca Fiorillo et al. “Single Dental Implant Restoration: Cemented or Screw-Retained? A Systematic Review of Multi-Factor Randomized Clinical Trials”. En: *Prosthesis* 6.4 (2024), págs. 871-886. ISSN: 2673-1592. DOI: 10.3390/prosthesis6040063. URL: https://www.mdpi.com/2673-1592/6/4/63.

[3] Masoud Arabbeiki y Mohammad Reza Niroomand. “Biomechanical evaluation of the effects of thread parameters on dental implant stability: a systematic review”. En: *Medical & Biological Engineering & Computing* (2025), págs. 1-19.

[4] Vanya Rasaie, Jaafar Abduo y Mehran Falahchai. “Clinical and laboratory outcomes of angled screw channel implant prostheses: A systematic review”. En: *European journal of dentistry* 16.03 (2022), págs. 488-499.

[5] Eman Assem Ibrahim et al. “Retention of zirconia crowns to titanium bases with straight versus angled screw access channels: an invitro study”. En: *BMC Oral Health* 23.1 (2023), pág. 458.

[6] Lyndon F. Cooper y Sajjad Shirazi. “Osseointegration—the biological reality of successful dental implant therapy: a narrative review”. En: *Frontiers of Oral and Maxillofacial Medicine* 4.0 (2021). ISSN: 2664-777X. URL: https://fomm.amegroups.org/article/view/57215.

[7] Chun-Ping Hao et al. “The osseointegration and stability of dental implants with different surface treatments in animal models: A network meta-analysis”. En: *Scientific reports* 11.1 (2021), pág. 13849.

[8] Van V Dam et al. “Applications of finite element in implant dentistry and oral rehabilitation”. En: *The Open Dentistry Journal* 15.1 (2021).

[9] M Sesha Reddy, Rajasekar Sundram y Hossam Abdelatty Eid Abdemagyd. “Application of finite element model in implant dentistry: a systematic review”. En: *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences* 11.Suppl 2 (2019), S85-S91.

[10] Alexander Drew et al. “Fracture strength of implant screw-retained all-ceramic crowns with the use of the angulated screw channel: a pilot study”. En: *Int J Periodontics Restorative Dent* 40.2 (2020), págs. 245-252.

[11] Sabrina Garcia-Hammaker et al. “Influence of screw channel angulation on the fracture resistance of zirconia abutments: an in vitro study”. En: *Journal of Prosthodontics* 30.4 (2021), págs. 329-334.

[12] Salah H Mulla et al. “Effect of cyclic loading on reverse torque values of angled screw channel systems”. En: *The journal of prosthetic dentistry* 128.3 (2022), págs. 458-466.

[13] Marco Aurélio Carvalho et al. “Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis”. En: *The Journal of prosthetic dentistry* 112.5 (2014), págs. 1096-1102.

[14] Jesus Alejandro Serrato-Pedrosa et al. “Non-Linear Biomechanical evaluation and comparison in the assessment of three different piece dental implant systems for the molar region: A finite element study”. En: *Journal of Functional Biomaterials* 16.1 (2025), pág. 17.

[15] Gonca Deste Gökay et al. “Static and dynamic stress analysis of different crown materials on a titanium base abutment in an implant-supported single crown: a 3D finite element analysis”. En: *BMC Oral Health* 24.1 (2024), pág. 545.

[16] Carl E Misch. *Prótesis dental sobre implantes*. Elsevier España, 2006.

[17] Celeste M Abraham. “A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments”. En: *The open dentistry journal* 8 (2014), pág. 50.

[18] Nurul Aulia Cahyaningtyas et al. “Dental implant macrodesign features in the past 10 years: A systematic review”. En: *Journal of Indian Society of Periodontology* 27.2 (2023), págs. 131-139.

[19] Zohra Jabeen Kittur et al. “Evolution of Dental Implant Fixture Designs: A Systematic Review”. En: *International Journal of Scientific Development and Research (IJSDR)* 7.9 (2022), págs. 23-28. URL: https://ijsdr.org/papers/IJSDR2209004.pdf.

[20] Arti Mishra et al. “Changing Trends in Implant Designs: A Review”. En: *IP International Journal of Periodontology and Implantology* 8.3 (2023), págs. 117-123. URL: https://www.ijpi.in/html-article/19960.

[21] P Lahoud et al. “Finite element models: a road to in-silico modeling in the age of personalized dentistry”. En: *Journal of Dentistry* 150 (2024), pág. 105348.

[22] Saverio Cosola et al. “Radiological outcomes of bone-level and tissue-level dental implants: Systematic review”. En: *International journal of environmental research and public health* 17.18 (2020), pág. 6920.

[23] Gustavo M Caetano et al. “Crestal bone changes in different implants designs: a prospective clinical trial”. En: *European Journal of Dentistry* 13.04 (2019), págs. 497-502.

[24] Navari Nandini et al. “Cylindrical implant versus tapered implant: A comparative study”. En: *Cureus* 14.9 (2022).

[25] Straumann Group. *Implante Bone Level Tapered (BLT) SmartA*. Catálogo técnico del sistema de implantes Straumann BLT SmartA. Institut Straumann AG. Basilea, Suiza, 2020. URL: https://www.straumann.com/content/dam/media-center/straumann/es/documents/smart/490.192-SmartA-Bone-Level-Tapered-Implant-es.pdf.

[26] Rayane CS Silva et al. “Titanium dental implants: an overview of applied nanobiotechnology to improve biocompatibility and prevent infections”. En: *Materials* 15.9 (2022), pág. 3150.

[27] Esteban Pérez-Pevida et al. “Biomechanical consequences of the elastic properties of dental implant alloys on the supporting bone: finite element analysis”. En: *BioMed Research International* 2016.1 (2016), pág. 1850401.

[28] Jordi Ortega-Martínez et al. “In vitro assessment of PEEK and titanium implant abutments: Screw loosening and microleakage evaluations under dynamic mechanical testing”. En: *The Journal of Prosthetic Dentistry* 127.3 (2022), págs. 470-476.

[29] Saul Weiner, Rafiullah Bashiri y Hongjun Wang. “The role of peri-implant strains in dental implant systems: a narrative review”. En: *Frontiers of Oral and Maxillofacial Medicine* 5 (2023).

[30] Layla A Abu-Naba'a. "A narrative review of recent finite element studies reporting references for elastic properties of zirconia dental ceramics". En: *Ceramics* 6.2 (2023), págs. 898-911.

[31] Eleana Kontonasaki, Panagiotis Giasimakopoulos y Athanasios E. Rigos. "Strength and aging resistance of monolithic zirconia: an update to current knowledge". En: *Japanese Dental Science Review* 56.1 (2020), págs. 1-23. ISSN: 1882-7616. DOI: https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2019.09.002. URL: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1882761619300560.

[32] Ana Sofia Vinhas et al. "Review of the mechanical behavior of different implant–abutment connections". En: *International Journal of Environmental Research and Public Health* 17.22 (2020), pág. 8685.

[33] Institut Straumann AG. *Straumann® BLX Implant System: Basic Information and Surgical Procedure Guide*. Document No. 702115-D-03-en. Straumann Group. Basel, Switzerland, 2018. URL: https://www.straumann.com.

[34] Straumann Group. *TorcFit® Connection – Straumann® BLX Implant System*. Video publicado en el canal oficial de Straumann en YouTube. Accedido en noviembre de 2025. Straumann Group. 2020. URL: https://www.youtube.com/watch?v=GNPEiLOwZws.

[35] Institut Straumann AG. *Straumann® Bone Level Implant System: Basic Information and Surgical Procedures*. Document No. 701593-en K10. Straumann Group. Basel, Switzerland, 2016. URL: https://www.straumann.com.

[36] Institut Straumann AG. *Straumann® Prosthetic Components: Basic Information and Handling Procedures*. Document No. 707831-en B01. Straumann Group. Basel, Switzerland, 2017. URL: https://www.straumann.com.

[37] Straumann Group. *NT/RT/WT Tornillo base – Aleación TAN (Ti-6Al-7Nb)*. Página oficial del catálogo Straumann Pro Arch TLX. Accedido en noviembre de 2025. Institut Straumann AG. 2025. URL: https://shop.straumann.com/cl/es_cl/Soluciones-ed%C3%A9ntulas/Fijo/Pro-Arch-TLX/NT-RT-WT-Tornillo-base---TAN/p/036.3110.

[38] Seyed Aref Hosseini-Faradonbeh y Hamid Reza Katoozian. "Biomechanical evaluations of the long-term stability of dental implant using finite element modeling method: a systematic review". En: *The Journal of Advanced Prosthodontics* 14.3 (2022), pág. 182.

[39] Hyunsuk Choi y Min-Ho Hong. “Finite Element Analysis of the Effect of Tightening Torque on the Connection Stability of a Two-Piece Zirconia Implant System”. En: *Advances in Materials Science and Engineering* 2022.1 (2022), pág. 1456475.

[40] Meir M Barak. “Cortical and trabecular bone modeling and implications for bone functional adaptation in the mammalian tibia”. En: *Bioengineering* 11.5 (2024), pág. 514.

[41] Elise F Morgan, Ginu U Unnikrisnan y Amira I Hussein. “Bone mechanical properties in healthy and diseased states”. En: *Annual review of biomedical engineering* 20.1 (2018), págs. 119-143.

[42] Tsuyoshi Isojima y Natalie A Sims. “Cortical bone development, maintenance and porosity: genetic alterations in humans and mice influencing chondrocytes, osteoclasts, osteoblasts and osteocytes”. En: *Cellular and Molecular Life Sciences* 78.15 (2021), págs. 5755-5773.

[43] *Trabecular Bone – an overview*. Accedido: 2025-01-17. ScienceDirect Topics. 2024. URL: https://www.sciencedirect.com/topics/immunology-and-microbiology/trabecular-bone.

[44] *Bone Tissue – an overview*. Accedido: 2025-01-17. ScienceDirect Topics. 2024. URL: https://www.sciencedirect.com/topics/immunology-and-microbiology/bone-tissue.

[45] Aisling M O’Mahony et al. “Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible”. En: *Clinical oral implants research* 11.5 (2000), págs. 415-421.

[46] Aisling M O’Mahony, John L Williams y Paulette Spencer. “Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading”. En: *Clinical oral implants research* 12.6 (2001), págs. 648-657.

[47] Paul C Dechow et al. “Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone”. En: *American Journal of Physical Anthropology* 90.3 (1993), págs. 291-306.

[48] Harold M Frost. “Bone’s mechanostat: a 2003 update”. En: *The Anatomical record part a: discoveries in molecular, cellular, and evolutionary biology: an official publication of the american association of anatomists* 275.2 (2003), págs. 1081-1101.

[49] K Premnath et al. “Evaluation of stress distribution in bone of different densities using different implant designs: a three-dimensional finite element analysis”. En: *The Journal of Indian Prosthodontic Society* 13.4 (2013), págs. 555-559.

[50] Rohit Raghavan, Shajahan P. A. y B. M. Rajsree. “The critical role of bone density in implant dentistry: a review article”. En: *International Journal of Research in Medical Sciences* 13.9 (sep. de 2025), págs. 3904-3907. ISSN: 2320-6071. DOI: 10.18203/2320-6012.ijrms20252818.

[51] Chandrashekhar Pandey, Dinesh Rokaya y Bishwa Prakash Bhattarai. “Contemporary concepts in osseointegration of dental implants: a review”. En: *BioMed research international* 2022.1 (2022), pág. 6170452.

[52] Eduarda Silva et al. “Revisiting peri-implant soft tissue–histopathological study of the peri-implant soft tissue”. En: *International journal of clinical and experimental pathology* 7.2 (2014), pág. 611.

[53] Dennis Flanagan. “Bite force and dental implant treatment: A short review”. En: *Medical Devices: Evidence and Research* (2017), págs. 141-148.

[54] Tomas Albrektsson et al. “The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success”. En: *Int j oral maxillofac implants* 1.1 (1986), págs. 11-25.

[55] Miguel Peñarrocha Diago, Juan Guarinos Carbó y José María Sanchís Bielsa. *Implantología Oral*. Spanish. Barcelona, España: Medicina STM Editores, S.L., 2001. ISBN: 84-95670-05-4.

[56] David French, Ronen Ofec y Liran Levin. “Long term clinical performance of 10 871 dental implants with up to 22 years of follow-up: A cohort study in 4247 patients”. En: *Clinical implant dentistry and related research* 23.3 (2021), págs. 289-297.

[57] Paola Ceresuela y Javier Montero. “Biomechanical factors in the prognosis of implants: a clinical study”. En: *Prosthesis* 6.4 (2024), págs. 896-912.

[58] Oğuz Kayabaşı, Emir Yüzbasıoğlu y Fehmi Erzincanlı. “Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method”. En: *Advances in engineering software* 37.10 (2006), págs. 649-658.

[59] Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett. *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. 8.ª ed. México: McGraw-Hill Interamericana, 2008. ISBN: 9789701068767.

[60] Ferdinand P. Beer et al. *Mecánica de Materiales*. 5.ª ed. México, D.F.: McGraw-Hill Interamericana Editores, S.A. de C.V., 2010. ISBN: 9786071502636.

[61] Miloš Janeček et al. "The Very High Cycle Fatigue Behaviour of Ti-6Al-4V Alloy". En: *Acta Physica Polonica A* 128 (oct. de 2015), págs. 497-503. DOI: 10.12693/APhysPolA.128.497.

[62] Brian G Richmond et al. "Finite element analysis in functional morphology". En: *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology: An Official Publication of the American Association of Anatomists* 283.2 (2005), págs. 259-274.

[63] ANSYS, Inc. *Ansys Mechanical: Structural FEA Analysis Software*. Accedido en junio de 2026. 2026. URL: https://www.ansys.com/products/structures/ansys-mechanical.

[64] Cristina Falcinelli et al. "Finite element analysis in implant dentistry: State of the art and future directions". En: *Dental Materials* 39.6 (2023), págs. 539-556.

[65] Parisa Soltani et al. "Comparative evaluation of the accuracy of gingival thickness measurement by clinical evaluation and intraoral ultrasonography". En: *Journal of Clinical Medicine* 12.13 (2023), pág. 4395.

[66] Straumann Group. *Straumann BLX Implant System: Basic Information*. Spanish. Straumann Group. Basel, Switzerland, 2026.

[67] Straumann Group. *RB/WB VB for Crown*. Product reference 062.4944. Straumann Group. 2026. URL: https://shop.straumann.com/di/en_di/Prosthetic-Components/BLC-BLX-Prosthetics/for-Regular-Base-%28RB%29-Implants/Abutments-for-Crown-%26-Bridges-RB-WB/Screw-retained-Abutments-RB-WB/RB-WB-VB-for-Crown/p/062.4944 (visitado 18-06-2026).

[68] Straumann Group. *RB/WB Variobase for Crown, Angled Abutment*. Straumann product reference 062.4972, angled Variobase abutment for crown. Straumann Group. 2026. URL: https://shop.straumann.com/di/en_di/Prosthetic-Components/BLC-BLX-Prosthetics/for-Regular-Base-%28RB%29-Implants/Abutments-for-Crown-%26-Bridges-RB-WB/Screw-retained-Abutments-RB-WB/RB-WB-VB-for-Crown/p/062.4972 (visitado 18-06-2026).

[69] Chun-Bo Tang et al. "Nonlinear finite element analysis of three implant–abutment interface designs". En: *International journal of oral science* 4.2 (2012), págs. 101-108.

[70] Kawe Sagheb et al. “Preload and friction in an implant–abutment–screw complex including a carbon-coated titanium alloy abutment screw: an in vitro study”. En: *International journal of implant dentistry* 9.1 (2023), pág. 8.

[71] M Manoj Srikanth et al. “Evaluation of bite forces in healthy individuals”. En: *Indian J Dent Adv* 10.3 (2018), págs. 101-4.

[72] Pongsakorn Poovarodom et al. “Effect of gingival height of a titanium base on the biomechanical behavior of 2-piece custom implant abutments: A 3-dimensional nonlinear finite element study”. En: *The Journal of Prosthetic Dentistry* 130.3 (2023), 380-e1.

[73] ANSYS, Inc. *Assessing Stress Singularity*. ANSYS Innovation Space. 2024. URL: https://innovationspace.ansys.com/courses/courses/tips-and-tricks-for-structural-simulation-in-ansys-mechanical/lessons/assessing-stress-singularity/ (visitado 21-06-2026).

[74] Miloš Janeček et al. “The very high cycle fatigue behaviour of Ti-6Al-4V alloy”. En: *Acta Physica Polonica A* 128.4 (2015), págs. 497-502.

[75] Marc Quirynen, Curd ML Bollen y D Van Steenberghe. “Comparison of surface characteristics of six commercially pure titanium abutments”. En: *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 9 (1994), págs. 71-71.

[76] Robert L. Norton. *Diseño de máquinas: Un enfoque integrado*. Trad. por Antonio Enríquez Brito. 4.ª ed. México: Prentice Hall, 2006. ISBN: 970-26-0773-0.

[77] Martin Steiner et al. “In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator”. En: *Dental materials* 25.4 (2009), págs. 494-499.

[78] John Cavallaro y Gary Greenstein. “Angled Implant Abutments: A Practical Application of Available Knowledge”. En: *The Journal of the American Dental Association* 142.2 (2011), págs. 150-158. ISSN: 0002-8177. DOI: https://doi.org/10.14219/jada.archive.2011.0057. URL: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S000281771461494X.

[79] Dental Solutions Israel. *Angulated Abutment*. Accedido: 25 de julio de 2025. 2025. URL: https://www.dsisrael.com/catalog/angulated-abutment.

[80] Ahmed Albakri. “The mechanical complications and behavior of angulated dental implant abutment systems versus conventional abutments, a narrative review”. En: *The Saudi Dental Journal* 36.8 (2024), págs. 1072-1077.

[81] Harold M Frost. “A 2003 update of bone physiology and Wolff’s Law for clinicians”. En: *The Angle Orthodontist* 74.1 (2004), págs. 3-15.

[82] Straumann Group. *Straumann BLX Implant System: System Overview, BLX Surgery*. Straumann Group. Basel, Switzerland, 2026. URL: https://www.straumann.com/content/dam/media-center/straumann/en/documents/brochure/technical-information/450.006-en_low.pdf (visitado 18-06-2026).

8. Anexos

8.1. Código Python para cálculos de fatiga

Listing 8.1: Código utilizado para el procesamiento de resultados

```
#!/usr/bin/env python
# coding: utf-8

# In[1]:


import pandas as pd
import math

# ==========================
# CONFIGURACI N
# ==========================

archivo_pretension = "IMPanterior_fatiga_pretension.txt"
archivo_oclusal = "IMPanterior_fatiga_oclusal.txt"

limite_pretension = 122.00      # MPa
limite_oclusal = 334.88       # MPa

columna_nodo = "Node Number"
columna_esfuerzo = "Equivalent (von-Mises) Stress (MPa)"

# Propiedades del titanio
Sut = 950     # MPa
Sy = 930      # MPa

# Fatiga
Se_prima = 460    # MPa
Se = 337.2          # MPa

```

```
# Ciclos de servicio
ciclos_por_dia = 1000
dias_por_anio = 365

# ==========================
# FUNCI N DE LECTURA
# ==========================

def leer_txt_ansys(ruta_archivo):
    df = pd.read_csv(
        ruta_archivo,
        sep="\t",
        decimal=","
    )

    df[columna_nodo] = df[columna_nodo].astype(int)
    df[columna_esfuerzo] =
       pd.to_numeric(df[columna_esfuerzo], errors="coerce")
    df = df.dropna(subset=[columna_nodo, columna_esfuerzo])

    return df

# ==========================
# LECTURA DE ARCHIVOS
# ==========================

df_pretension = leer_txt_ansys(archivo_pretension)
df_oclusal = leer_txt_ansys(archivo_oclusal)

print("====================================")
print("LECTURA DE ARCHIVOS")
print("====================================")
print(f"Nodos totales en pretensi n: {len(df_pretension)}")
print(f"Nodos totales en oclusal: {len(df_oclusal)}")

# ==========================
# FILTRO POR L MITE DE ESFUERZO
```

```
# ==========================

df_pretension_filtrado = df_pretension[
    df_pretension[columna_esfuerzo] <= limite_pretension
].copy()

df_oclusal_filtrado = df_oclusal[
    df_oclusal[columna_esfuerzo] <= limite_oclusal
].copy()

print("\n====================================")
print("FILTRO POR L MITE DE ESFUERZO")
print("====================================")
print(f"Nodos recuperados en pretensi n <=
   {limite_pretension} MPa: {len(df_pretension_filtrado)}")
print(f"Nodos eliminados en pretensi n:
   {len(df_pretension) - len(df_pretension_filtrado)}")
print(f"Nodos recuperados en oclusal <= {limite_oclusal}
   MPa: {len(df_oclusal_filtrado)}")
print(f"Nodos eliminados en oclusal: {len(df_oclusal) -
   len(df_oclusal_filtrado)}")

# ==========================
# RECUPERAR NODOS COMUNES
# ==========================

nodos_pretension = set(df_pretension_filtrado[columna_nodo])
nodos_oclusal = set(df_oclusal_filtrado[columna_nodo])

nodos_comunes = nodos_pretension.intersection(nodos_oclusal)

nodos_solo_pretension = nodos_pretension - nodos_oclusal
nodos_solo_oclusal = nodos_oclusal - nodos_pretension

print("\n====================================")
print("COMPARACI N ENTRE LISTADOS")
print("====================================")
```

```
print(f"Nodos comunes recuperados: {len(nodos_comunes)}")
print(f"Nodos eliminados porque solo estaban en
   pretensi n: {len(nodos_solo_pretension)}")
print(f"Nodos eliminados porque solo estaban en oclusal:
   {len(nodos_solo_oclusal)}")

# =========================
# UNIR DATOS DE NODOS COMUNES
# =========================

df_pretension_comun = df_pretension_filtrado[
    df_pretension_filtrado[columna_nodo].isin(nodos_comunes)
].copy()

df_oclusal_comun = df_oclusal_filtrado[
    df_oclusal_filtrado[columna_nodo].isin(nodos_comunes)
].copy()

df_resultado = pd.merge(
    df_pretension_comun,
    df_oclusal_comun,
    on=columna_nodo,
    suffixes=("_pretension", "_oclusal")
)

# =========================
# CALCULAR DELTA ESFUERZO
# =========================

df_resultado["Delta esfuerzo (MPa)"] = (
    df_resultado[f"{columna_esfuerzo}_oclusal"]
    - df_resultado[f"{columna_esfuerzo}_pretension"]
).abs()

df_resultado = df_resultado.rename(columns={
    columna_nodo: "Nodo",
```

```
    f"{columna_esfuerzo}_pretension": "Esfuerzo pretension (MPa)",
    f"{columna_esfuerzo}_oclusal": "Esfuerzo oclusal (MPa)"
})

df_resultado = df_resultado[
    [
        "Nodo",
        "Esfuerzo pretension (MPa)",
        "Esfuerzo oclusal (MPa)",
        "Delta esfuerzo (MPa)"
    ]
]

# ==========================
# OBTENER NODO CR TICO
# ==========================

if df_resultado.empty:
    print("\nNo existen nodos comunes despu s de aplicar los filtros.")
    raise SystemExit

fila_max = df_resultado.loc[df_resultado["Delta esfuerzo (MPa)"].idxmax()]

nodo_max = int(fila_max["Nodo"])
sigma_min = fila_max["Esfuerzo pretension (MPa)"]
sigma_max = fila_max["Esfuerzo oclusal (MPa)"]
delta_max = fila_max["Delta esfuerzo (MPa)"]

print("\n====================================")
print("NODO CR TICO")
print("====================================")
print(f"Nodo: {nodo_max}")
print(f"Esfuerzo pretensi n: {sigma_min:.2f} MPa")
print(f"Esfuerzo oclusal: {sigma_max:.2f} MPa")
```

```
168 print(f"Delta esfuerzo m ximo: {delta_max:.2f} MPa")
169
170 # ========================
171 # ESFUERZO ALTERNANTE Y MEDIO
172 # ========================
173
174 sigma_a = delta_max / 2
175 sigma_m = (sigma_max + sigma_min) / 2
176
177 print("\n====================================")
178 print("ESFUERZOS PARA FATIGA")
179 print("====================================")
180 print("Se considera que pretensi n corresponde al esfuerzo
      m nimo.")
181 print("Se considera que oclusal corresponde al esfuerzo
      m ximo.")
182 print(f"Esfuerzo alternante  a : {sigma_a:.2f} MPa")
183 print(f"Esfuerzo medio  m : {sigma_m:.2f} MPa")
184
185 # ========================
186 # CORRECCI N GOODMAN
187 # ========================
188
189 sigma_a_goodman = sigma_a / (1 - sigma_m / Sut)
190
191 print("\n====================================")
192 print("CORRECCI N POR GOODMAN")
193 print("====================================")
194 print(f"Sut utilizado: {Sut:.2f} MPa")
195 print(f"Esfuerzo alternante corregido por Goodman:
      {sigma_a_goodman:.2f} MPa")
196
197 # ========================
198 # CURVA S-N DEL TITANIO
199 # ========================
200
201 print("\n====================================")
```

```
print("CURVA S-N DEL TITANIO")
print("====================================")
print("Curva base:")
print("  (N) = 1700*(N - 4900)^(-0.2) + 440")
print(f"Se': {Se_prima:.2f} MPa")
print(f"Se corregido por Marin: {Se:.2f} MPa")

C = Se / Se_prima

print(f"Factor de correcci n C = Se/Se': {C:.4f}")
print("Curva corregida:")
print(" corr (N) = C * [1700*(N - 4900)^(-0.2) + 440]")

# ========================
# C LCULO DE VIDA  TIL
# ========================

sigma_asintota_corregida = C * 440
sigma_equivalente_curva_original = sigma_a_goodman / C

print("\n====================================")
print("C LCULO DE VIDA  TIL ")
print("====================================")
print(f"As ntota corregida de la curva:
   {sigma_asintota_corregida:.2f} MPa")
print(f"Esfuerzo equivalente en curva original:
   {sigma_equivalente_curva_original:.2f} MPa")

if sigma_a_goodman <= sigma_asintota_corregida:
    print("\nEl esfuerzo corregido por Goodman queda bajo
       la as ntota de la curva corregida.")
    print("No existe soluci n finita para N dentro de esta
       ecuaci n.")
    print("Se considera vida infinita a fatiga para esta
       condici n.")

    vida_ciclos = math.inf
```

```
234     vida_anios = math.inf
235 
236     print("Vida  til  estimada: N > 1.0E+10 ciclos")
237     print(f"Equivalente: > {1e10 / (ciclos_por_dia *
            dias_por_anio):.1f} a os te ricos")
238 
239 else:
240     termino = (sigma_equivalente_curva_original - 440) /
            1700
241 
242     if termino <= 0:
243         print("\nNo se puede despejar N porque el t rmino
                de la curva es menor o igual a cero.")
244         vida_ciclos = math.inf
245         vida_anios = math.inf
246 
247     else:
248         vida_ciclos = 4900 + termino ** (-5)
249         vida_anios = vida_ciclos / (ciclos_por_dia *
                dias_por_anio)
250 
251         print(f"Vida  til  estimada: {vida_ciclos:.3E}
                ciclos")
252         print(f"Ciclos diarios considerados:
                {ciclos_por_dia}")
253         print(f"Vida  til  estimada: {vida_anios:.2f}
                a os")
254 
255 # =========================
256 # FACTORES DE SEGURIDAD
257 # =========================
258 
259 print("\n====================================")
260 print("FACTORES DE SEGURIDAD")
261 print("====================================")
262 print(f"Se utilizado: {Se:.2f} MPa")
263 print(f"Sut utilizado: {Sut:.2f} MPa")
```

```
264 print(f"Sy utilizado: {Sy:.2f} MPa")
265
266 # Goodman
267 fs_goodman = 1 / ((sigma_a / Se) + (sigma_m / Sut))
268
269 # Soderberg
270 fs_soderberg = 1 / ((sigma_a / Se) + (sigma_m / Sy))
271
272 # Gerber
273 A = (sigma_m / Sut) ** 2
274 B = sigma_a / Se
275
276 if A == 0:
277     fs_gerber = 1 / B
278 else:
279     fs_gerber = (-B + math.sqrt(B**2 + 4*A)) / (2*A)
280
281 # Langer
282 fs_langer = Sy / (sigma_a + sigma_m)
283
284 print(f"Factor de seguridad Goodman: {fs_goodman:.3f}")
285 print(f"Factor de seguridad Soderberg: {fs_soderberg:.3f}")
286 print(f"Factor de seguridad Gerber: {fs_gerber:.3f}")
287 print(f"Factor de seguridad Langer, fluencia est tica:
    {fs_langer:.3f}")
288
289 # =========================
290 # RESUMEN FINAL
291 # =========================
292
293 print("\n====================================")
294 print("RESUMEN FINAL")
295 print("====================================")
296 print(f"Nodo cr tico: {nodo_max}")
297 print(f" min : {sigma_min:.2f} MPa")
298 print(f" max : {sigma_max:.2f} MPa")
299 print(f" a : {sigma_a:.2f} MPa")
```

```
print(f" m : {sigma_m:.2f} MPa")
print(f" a  Goodman: {sigma_a_goodman:.2f} MPa")

if math.isinf(vida_ciclos):
    print("Vida  til : infinita seg n la curva S-N
       corregida")
else:
    print(f"Vida  til : {vida_ciclos:.3E} ciclos")
    print(f"Vida  til : {vida_anios:.2f} a os")

print(f"FS Goodman: {fs_goodman:.3f}")
print(f"FS Soderberg: {fs_soderberg:.3f}")
print(f"FS Gerber: {fs_gerber:.3f}")
print(f"FS Langer: {fs_langer:.3f}")


# In[ ]:
```

8.2. Cálculos simplificados para pilares ASC y SSC

Para el cálculo simplificado del esfuerzo obtenido en el punto crítico del pilar ASC, se considera que

$$\begin{aligned}\sigma_A &= \frac{Mc}{I} + \frac{F_y}{A} + 60 \\ &= \frac{490 \times 1{,}35}{2{,}608} + \frac{121{,}4}{5{,}276} + 60 \\ &= 253{,}8 + 23{,}0 + 60 \\ &= 336{,}8 \text{ MPa} \\ &\approx 337 \text{ MPa}\end{aligned} \tag{8.1}$$

donde el valor de 60 MPa son los aportados por la pretensión y sacados directamente del programa ANSYS.

De la misma manera para el cálculo simplificado del esfuerzo obtenido en el punto crítico del pilar SSC, se considera que

$$
\begin{aligned}
\sigma_A &= \frac{Mc}{I} + \frac{F_y}{A} + 60 \\
&= \frac{700 \times 1{,}35}{2{,}608} + \frac{173{,}2}{5{,}276} + 60 \\
&= 362{,}35 + 32{,}83 + 60 \\
&= 455{,}18 \text{ MPa} \\
&\approx 455 \text{ MPa}
\end{aligned}
\tag{8.2}
$$