

UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA

MODELACIÓN DEL MICROMOVIMIENTO EN IMPLANTES DENTALES SOMETIDOS A
CARGA INMEDIATA POR EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

ELADIO ENRIQUE HURTADO MOLINA

SANTIAGO DE CHILE

ABRIL 2011



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA

MODELACIÓN DEL MICROMOVIMIENTO EN IMPLANTES DENTALES SOMETIDOS A
CARGA INMEDIATA POR EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

ELADIO ENRIQUE HURTADO MOLINA

PROFESOR GUÍA:
ROGER BUSTAMANTE PLAZA

MIEMBROS DE LA COMISIÓN:
JULIO TOBAR REYES
AQUILES SEPÚLVEDA OSSES

SANTIAGO DE CHILE

ABRIL 2011

RESUMEN DE LA MEMORIA
PARA OPTAR AL TÍTULO DE
INGENIERO CIVIL MECÁNICO

POR: ELADIO HURTADO M.

FECHA: 25/04/2011

PROF. GUÍA: SR. ROGER BUSTAMANTE PLAZA

“MODELACIÓN DEL MICROMOVIMIENTO EN IMPLANTES DENTALES SOMETIDOS A CARGA INMEDIATA POR EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS”

El objetivo general del presente trabajo de título es desarrollar un modelo tridimensional del comportamiento mecánico de implantes dentales sometidos a carga inmediata en el maxilar superior por medio del método de elementos finitos. En las simulaciones se utilizaron diferentes modelos para el hueso y distintas geometrías y materiales para la estructura que une los implantes. Se simuló el proceso de masticación aplicando cargas estáticas sobre la estructura en diferentes posiciones que representan el uso de las distintas piezas dentales en el proceso.

En la primera parte del informe se recopilaron todos los antecedentes necesarios para poder plantear el problema de forma correcta, partiendo por los antecedentes odontológicos, los que incluyen información del maxilar superior, de los implantes, del proceso de masticación, del protocolo de carga inmediata y los factores que influyen para obtener una cirugía exitosa. Se explicó el fenómeno físico que hay tras del proceso de reconstrucción de imagen a partir de las tomografías computacionales, técnica que fue utilizada para obtener la geometría del maxilar superior. También se plantearon los modelos matemáticos y numéricos que están involucrados en las simulaciones.

Luego se continuó con la modelación en elementos finitos, en donde se detalló la generación de geometrías y mallas, las condiciones de borde y cargas aplicadas, las propiedades de los materiales utilizados y la definición de las zonas de contacto.

Como resultado se determinaron los micromovimientos en los implantes, además de esfuerzos, deformaciones y desplazamientos en todos los cuerpos que componen el sistema modelado.

Al analizar los resultados se logró encontrar relaciones entre la forma en que varían los valores de micromovimiento obtenidos y los diferentes factores que se variaron en el modelo, tales como geometría y material de la estructura, posición de las fuerzas y modelo para el material del maxilar.

Finalmente se concluyó que es posible la simulación del proceso de masticación con cargas estáticas y que se es necesario considerar modelos más complejos de material, debido a que se observan cambios importantes en los valores de micromovimiento entre un modelo y otro, en particular al incluir hueso trabecular (modelos heterogéneos). Para modelos homogéneos se obtuvieron micromovimientos entre los 5 y 10 [μm] y para los modelos heterogéneos, los valores obtenidos variaron entre los 20 y 30 [μm]. Con respecto a la influencia de la geometría y de los materiales de la estructura en el micromovimiento, a pesar de que se encontraron relaciones entre los parámetros estudiados, es difícil recomendar una geometría con los datos obtenidos dado que es necesario estudiar más variables involucradas en el problema.

Agradecimientos

Quisiera agradecer y dedicar este trabajo a mi madre, quien siempre me ha apoyado y gracias a ella he logrado ser quien soy, por lo que le estaré eternamente agradecido.

A mi hermana María Cecilia, mi sobrina Catalina y a toda mi familia por alegrarme el día a día y siempre preocuparse por mi felicidad.

A mi gran amigo Jorge Reyes que en paz descanse, por enseñarme el valor de la amistad y a valorar las personas que me quieren.

A mis amigos, en especial a Loreto López, Daniela Carrillo, Natalia Vera, Andrés Hazbún, Jorge Miranda, Sebastián Krögh y Guillermo Campusano quienes siempre estuvieron presentes animándome y me ayudaron a desconectarme de la monotonía de la universidad.

A mis compañeros mecánicos Jorge Castro, José Schneider, Francisco Cortés, Juan Cuevas, Natalia Yañez, Cristián Guaquin y Javier Nacif por los gratos momentos que pase junto a ellos, además de ayudarme en lo que fuese necesario.

A Maricarmen y María Eugenia por su buena voluntad y disposición para ofrecerme su apoyo y ayuda.

A mis profesores de comisión Roger Bustamante, Julio Tobar y Aquiles Sepúlveda, quienes siempre estuvieron presente para ayudarme a responder mis inquietudes y orientarme, además de mostrar motivación para que la investigación tuviera un final exitoso.

Finalmente quisiera agradecer a la Escuela de Graduados de la Facultad de Odontología dirigida por el Dr. Juan Carlos Carvajal, por dar origen a esta investigación y financiarla económicamente.

Índice

Índice de Figuras	VI
Índice de Tablas	XII
1. Introducción	1
1.1. Motivación	1
1.2. Objetivos	2
1.2.1. Objetivo General	2
1.2.2. Objetivos Específicos	2
1.3. Alcances	2
2. Antecedentes	3
2.1. Anatomía Maxilar Superior	3
2.1.1. Descripción	3
2.1.2. Estructura del Hueso Maxilar Superior	3
2.1.3. Dientes	4
2.1.4. Desdentados Totales	5
2.2. Protocolo de Carga Inmediata	5
2.2.1. Implantes Dentales	7
2.2.2. Estructura de Unión	8
2.3. Micromovimiento	8
2.4. Masticación	9
2.5. Tomografía Computacional y Escala Hounsfield	10
2.5.1. Tomografía Computacional	10
2.5.2. Reconstrucción de Proyecciones	10
2.5.3. Escala Hounsfield	11
2.6. Elasticidad Lineal	13
2.6.1. Ecuación Constitutiva	13
2.6.2. Simetría Elástica	13
2.7. Método de Elementos Finitos	17
2.8. Criterios de Falla	18
2.9. Modelación de Contactos	19

3. Modelación en Elementos Finitos	21
3.1. Metodología General	21
3.2. Modelación Maxilar Superior	21
3.2.1. Geometría	21
3.2.2. Material	23
3.2.3. Mallado	25
3.3. Modelación de Implantes	28
3.3.1. Geometría	28
3.3.2. Material	28
3.3.3. Mallado	29
3.4. Modelación de Estructura	30
3.4.1. Geometría	30
3.4.2. Material	31
3.4.3. Mallado	32
3.5. Modelación de Conjunto	34
3.5.1. Contactos	35
3.5.2. Malla	36
3.5.3. Condiciones de Borde y Cargas	36
3.6. Post Procesamiento	38
3.6.1. Micromovimiento	38
3.6.2. Otros resultados	39
4. Resultados	40
4.1. Verificación de Resultados	40
4.2. Modelo de Maxilar Superior Homogéneo Isotrópico	42
4.2.1. Micromovimiento	42
4.2.2. Desplazamientos	45
4.2.3. Deformaciones	48
4.2.4. Esfuerzos	51
4.3. Modelo de Maxilar Homogéneo Ortotrópico	54
4.3.1. Micromovimiento	54
4.3.2. Desplazamientos	56
4.3.3. Deformaciones	58
4.3.4. Esfuerzos	60
4.4. Modelo de Maxilar Heterogéneo Isotrópico	62
4.4.1. Micromovimiento	62
4.4.2. Desplazamientos	64
4.4.3. Deformaciones	66
4.4.4. Esfuerzos	68
4.5. Modelo de Maxilar Heterogéneo Ortotrópico	70
4.5.1. Micromovimiento	71
4.5.2. Desplazamientos	73

4.5.3. Deformaciones	75
4.5.4. Esfuerzos	77
5. Análisis de Resultados	80
5.1. Posición de las Fuerzas	80
5.2. Sección Transversal de la Estructura	81
5.3. Material de la Estructura	89
5.4. Comparación entre Modelos de Maxilar	89
6. Conclusiones	91
Bibliografía	93
A. Equivalencia entre Propiedades Ortotrópicas e Isotrópicas	94
B. Tutorial Modelación	96
B.1. Generación de Geometría del Maxilar Superior	96
B.2. Modelación en Elementos Finitos	99

Índice de Figuras

2.1. a) Maxilar superior y su ubicación en el cráneo - Vista frontal; b) Maxilar superior - Vista en corte sagital.	3
2.2. Esquema de estructura ósea.	4
2.3. Distribución de dientes en maxilar superior.	5
2.4. Esquema proceso de absorción ósea.	5
2.5. Ubicación de implantes en maxilar superior-Vista de Software de planeación de cirugías.	6
2.6. Ubicación de implantes en maxilar superior-Vista real de maxilar superior.	7
2.7. Implantes estándar y cigomático.	8
2.8. Estructura de a) Aleación de Cobalto-Cromo y b) Aleación de Titanio.	8
2.9. Corte bidimensional de un objeto atravesado por un haz de radiación de intensidad I_0 , generando detrás un perfil proyectado I.	11
2.10. Imagen obtenida por Tomografía Computacional	11
2.11. Rotación del sistema de referencia.	14
2.12. Simetría con respecto a un plano.	15
2.13. Simetría con respecto a dos planos ortogonales.	15
2.14. Simetría con respecto a dos planos ortogonales.	16
2.15. Gráfico Esfuerzo - Deformación.	17
2.16. Comparación criterio normal máximo vs criterio von Mises	19
3.1. Contornos de corte axial de maxilar superior obtenido de una tomografía computacional.	22
3.2. Proceso de reconstrucción de maxilar superior en Solid Edge.	22
3.3. Maxilar superior reconstruido en Solid Edge.	23
3.4. Modelo maxilar superior ortotrópico.	24
3.5. Modelo maxilar superior heterogéneo.	24
3.6. Calidad de elementos para maxilar homogéneo isotrópico.	25
3.7. Calidad de elementos para maxilar homogéneo ortotrópico.	25
3.8. Calidad de elementos para maxilar heterogéneo isotrópico.	26
3.9. Calidad de elementos para maxilar heterogéneo ortotrópico.	26
3.10. Malla modelo maxilar superior homogéneo isotrópico.	26
3.11. Malla modelo maxilar superior homogéneo ortotrópico.	27
3.12. Malla modelo maxilar superior heterogéneo isotrópico.	27
3.13. Malla modelo maxilar superior heterogéneo ortotrópico.	27
3.14. Diseño implante estándar (dimensiones en [mm]).	28

3.15. Diseño implante cigomático (dimensiones en [mm]).	28
3.16. Malla implante estándar.	29
3.17. Malla implante cigomático.	29
3.18. Calidad de elementos para malla de implante estándar.	30
3.19. Calidad de elementos para malla de implante cigomático.	30
3.20. Diseño estructura (dimensiones en [mm]).	31
3.21. Malla estructura con sección transversal circular.	32
3.22. Malla estructura con sección transversal elíptica.	32
3.23. Calidad de elementos para estructura con sección transversal circular de diámetro 3 [mm].	33
3.24. Calidad de elementos para estructura con sección transversal circular de diámetro 4 [mm].	33
3.25. Calidad de elementos para estructura con sección transversal circular de diámetro 5 [mm].	33
3.26. Calidad de elementos para estructura con sección transversal elíptica de semieje a 1,5 [mm] y semieje b 3 [mm].	34
3.27. Calidad de elementos para estructura con sección transversal elíptica de semieje a 3 [mm] y semieje b 1.5 [mm].	34
3.28. Calidad de elementos para estructura con sección transversal elíptica de semieje a 2 [mm] y semieje b 4 [mm].	34
3.29. Calidad de elementos para estructura con sección transversal elíptica de semieje a 4 [mm] y semieje b 2 [mm].	34
3.30. Conjunto en Solid Edge (Modelo heterogéneo ortotrópico).	35
3.31. Malla del conjunto (Modelo heterogéneo ortotrópico).	36
3.32. Condiciones de borde	37
3.33. Fuerzas simulando masticación con molares	37
3.34. Fuerzas simulando masticación con caninos	38
3.35. Fuerzas simulando masticación con incisivos	38
3.36. Esquema de modelación del micromovimiento.	39
4.1. Desplazamientos y penetraciones máximas en los implantes para diferentes secciones transversales en modelo de maxilar homogéneo isotrópico a) implantes estándar b) implantes cigomáticos.	41
4.2. Desplazamientos y penetraciones máximas en los implantes para diferentes secciones transversales homogéneo ortotrópico a) implantes estándar b) implantes cigomáticos.	41
4.3. Desplazamientos y penetraciones máximas en los implantes para diferentes secciones transversales en modelo de maxilar heterogéneo isotrópico a) implantes estándar b) implantes cigomáticos.	41
4.4. Desplazamientos y penetraciones máximas en los implantes para diferentes secciones transversales heterogéneo ortotrópico a) implantes estándar b) implantes cigomáticos.	42
4.5. Condición de superficies de contacto en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	43
4.6. Distancia de deslizamiento en superficies de contacto en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	43

4.7. Condición de superficies de contacto en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	43
4.8. Distancia de deslizamiento en superficies de contacto en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	44
4.9. Desplazamientos en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	46
4.10. Desplazamientos en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	46
4.11. Desplazamientos en maxilar para modelo homogéneo isotrópico.	46
4.12. Desplazamientos en estructura para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	47
4.13. Deformaciones en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	48
4.14. Deformaciones en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	49
4.15. Deformaciones en maxilar para modelo homogéneo isotrópico.	49
4.16. Deformaciones en estructura para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	49
4.17. Esfuerzos de von Mises en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	51
4.18. Esfuerzos de von Mises en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	51
4.19. Primer esfuerzo principal en maxilar para modelo homogéneo isotrópico.	52
4.20. Esfuerzos de von Mises en estructura para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	52
4.21. Condición de superficies de contacto en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	54
4.22. Distancia de deslizamiento en superficies de contacto en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	55
4.23. Condición de superficies de contacto en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	55
4.24. Distancia de deslizamiento en superficies de contacto en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	56
4.25. Desplazamientos en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	57
4.26. Desplazamientos en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	57
4.27. Desplazamientos en maxilar para modelo homogéneo ortotrópico.	57
4.28. Desplazamientos en estructura para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	58
4.29. Deformaciones en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	59
4.30. Deformaciones en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	59
4.31. Deformaciones en maxilar para modelo homogéneo ortotrópico.	59
4.32. Deformaciones en estructura para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	60
4.33. Esfuerzos de von Mises en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	61
4.34. Esfuerzos de von Mises en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	61
4.35. Primer esfuerzo principal en maxilar para modelo homogéneo ortotrópico.	61
4.36. Esfuerzos de von Mises en estructura para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	62
4.37. Condición de superficies de contacto en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	63
4.38. Distancia de deslizamiento en superficies de contacto en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	63

4.39. Condición de superficies de contacto en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	63
4.40. Distancia de deslizamiento en superficies de contacto en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	64
4.41. Desplazamientos en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	65
4.42. Desplazamientos en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	65
4.43. Desplazamientos en maxilar para modelo heterogéneo isotrópico.	65
4.44. Desplazamientos en estructura para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	66
4.45. Deformaciones en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	67
4.46. Deformaciones en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	67
4.47. Deformaciones en maxilar para modelo heterogéneo isotrópico.	67
4.48. Deformaciones en estructura para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	68
4.49. Esfuerzos de von Mises en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	69
4.50. Esfuerzos de von Mises en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	69
4.51. Primer esfuerzo principal en maxilar para modelo heterogéneo isotrópico.	69
4.52. Esfuerzos de von Mises en estructura para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	70
4.53. Condición de superficies de contacto en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	71
4.54. Distancia de deslizamiento en superficies de contacto en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	71
4.55. Condición de superficies de contacto en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	72
4.56. Distancia de deslizamiento en superficies de contacto en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	72
4.57. Desplazamientos en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	73
4.58. Desplazamientos en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	74
4.59. Desplazamientos en maxilar para modelo heterogéneo ortotrópico.	74
4.60. Desplazamientos en estructura para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	74
4.61. Deformaciones en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	75
4.62. Deformaciones en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	76
4.63. Deformaciones en maxilar para modelo heterogéneo ortotrópico.	76
4.64. Deformaciones en estructura para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	76
4.65. Esfuerzos de von Mises en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	78
4.66. Esfuerzos de von Mises en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	78
4.67. Primer esfuerzo principal en maxilar para modelo heterogéneo ortotrópico.	78
4.68. Esfuerzos de von Mises en estructura para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	79
5.1. Micromovimiento en función de la posición de las fuerzas para implantes estándar.	80
5.2. Micromovimiento en función de la posición de las fuerzas para implantes cigomáticos.	80
5.3. Micromovimiento en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	81

5.4. Micromovimiento en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	81
5.5. Micromovimiento en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	82
5.6. Micromovimiento en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	82
5.7. Área en función de la sección transversal de la estructura.	82
5.8. Segundo momento de área en función de la sección transversal de la estructura.	83
5.9. Esfuerzos en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	83
5.10. Desplazamientos en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	84
5.11. Deformaciones en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	84
5.12. Esfuerzos en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	85
5.13. Desplazamientos en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	85
5.14. Deformaciones en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	85
5.15. Esfuerzos en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	86
5.16. Desplazamientos en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	86
5.17. Deformaciones en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	87
5.18. Esfuerzos en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	87
5.19. Desplazamientos en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	88
5.20. Deformaciones en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	88
5.21. Micromovimiento en implantes estándar en función del material de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	89
5.22. Micromovimiento en implantes cigomáticos en función del material de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	89
5.23. Anclaje de implantes en modelos heterogéneos.	90
B.1. Tomografías computacionales.	96
B.2. Menú inicial de Solid Edge.	96
B.3. Boceto basado en tomografía computacional.	97
B.4. Bocetos basados en tomografía computacional.	97

B.5. Herramienta Lofted Protusion.	98
B.6. Resultado de la herramienta Lofted Protusion.	98
B.7. Modelo del maxilar superior en Solid Edge.	98
B.8. Menú principal de Ansys.	99
B.9. Engineering Data.	100
B.10. Menú para importar geometría.	100
B.11. Menú para crear sistema de coordenadas.	101
B.12. Menú para asignar material.	102
B.13. Parámetros para contactos Bonded.	103
B.14. Parámetros para contactos Frictional.	103
B.15. Parámetros para mallado general.	104
B.16. Parámetros para mallado zona interfaz maxilar superior - implante.	104
B.17. Menú para agregar cargas y condiciones de borde.	105
B.18. Botón Solve.	106

Índice de Tablas

2.1. Valores Escala Hounsfield	12
3.1. Propiedades isotrópicas del tejido óseo.	23
3.2. Propiedades ortotrópicas del tejido óseo.	23
3.3. Número de nodos y elementos para distintos modelos de maxilar superior.	25
3.4. Propiedades de aleación de Titanio de implantes.	29
3.5. Número de nodos y elementos de mallas de implantes.	30
3.6. Dimensiones sección transversal estructuras.	31
3.7. Propiedades de aleaciones de estructuras.	31
3.8. Número de nodos y elementos para cada estructura.	33
3.9. Tipos de contacto para diferentes regiones.	36
3.10. Magnitudes de fuerzas aplicadas.	37
4.1. Notación para secciones transversales.	40
4.2. Resultados de micromovimientos con cargas aplicadas en la zona molar para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	44
4.3. Resultados de micromovimiento con cargas aplicadas en la zona de los caninos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	45
4.4. Resultados de micromovimiento con cargas aplicadas en la zona de los incisivos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	45
4.5. Resultados de desplazamientos con cargas aplicadas en la zona molar para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	47
4.6. Resultados de desplazamientos con cargas aplicadas en la zona de los caninos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	47
4.7. Resultados de desplazamientos con cargas aplicadas en la zona de los incisivos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	48
4.8. Resultados de deformaciones con cargas aplicadas en la zona molar para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	50
4.9. Resultados de deformaciones con cargas aplicadas en la zona de los caninos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	50
4.10. Resultados de deformaciones con cargas aplicadas en la zona de los incisivos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	50
4.11. Resultados de esfuerzos con cargas aplicadas en la zona molar para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	53

4.12. Resultados de esfuerzos con cargas aplicadas en la zona de los caninos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	53
4.13. Resultados de esfuerzos con cargas aplicadas en la zona de los incisivos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	53
4.14. Resultados de micromovimiento para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	56
4.15. Resultados de desplazamientos para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	58
4.16. Resultados de deformaciones para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.	60
4.17. Resultados de esfuerzos para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.	62
4.18. Resultados de micromovimiento para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	64
4.19. Resultados de desplazamientos para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	66
4.20. Resultados de deformaciones para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	68
4.21. Resultados de esfuerzos para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.	70
4.22. Resultados de micromovimiento con estructura de aleación de Titanio para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	72
4.23. Resultados de micromovimiento con estructura de aleación de Cobalto-Cromo para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	73
4.24. Resultados de desplazamientos con estructura de aleación de Titanio para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	75
4.25. Resultados de desplazamientos con estructura de aleación de Cobalto-Cromo para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	75
4.26. Resultados de deformaciones con estructura de aleación de Titanio para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	77
4.27. Resultados de deformaciones con estructura de aleación de Cobalto-Cromo para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	77
4.28. Resultados de esfuerzos con estructura de aleación de Titanio para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	79
4.29. Resultados de esfuerzos con estructura de aleación de Cobalto-Cromo para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.	79

Capítulo 1

Introducción

La Odontología, como ciencia médica al servicio de la salud bucal, ha sido testigo de una gran revolución a partir de los años 60, esto se debe principalmente a la incorporación en las terapias de reconstrucción dentaria utilizando implantes dentales.

Los protocolos para colocar implantes dentales han sufrido evoluciones durante las últimas décadas. En la década de los 80 y 90 la implantología se masificó por todo el mundo y los protocolos terapéuticos se basaban en el concepto de “oseointegración”, que es la conexión íntima, directa, funcional y mantenida en el tiempo, entre el hueso y un implante sometido o no a carga[1]. Los protocolos, entre otras cosas, indicaban que luego de la cirugía en la que los implantes se colocaban en el hueso del paciente, se debían dejar sumergidos bajo la encía y esperar un período de 4 meses para el maxilar inferior y 6 meses para el maxilar superior[1]. Este período de espera pretendía garantizar la ausencia de carga, y por tanto, la ausencia de movilidad, para que se produjese la oseointegración.

Actualmente, los protocolos han cambiado y hay consenso mundial en relación a la posibilidad de cargar los implantes de manera inmediata, posterior a la cirugía, sin necesidad de esperar que se produzca oseointegración. Para ello se han establecido protocolos de carga inmediata que permiten someter a estos implantes a carga funcional cuando están recién puestos.

Para los protocolos de carga inmediata existen algunos parámetros que se relacionan con la estabilidad del implante. Uno de estos parámetros es el micromovimiento, el cual consiste en el movimiento relativo entre el implante y el hueso en donde el implante está insertado[2].

1.1. Motivación

Los protocolos para carga inmediata están en actual investigación en Odontología a nivel mundial[5], una de las formas que ha surgido para apoyar estas investigaciones es modelar el comportamiento de los implantes utilizando el método de Elementos Finitos[3][4]. El uso de este método se transforma en una buena herramienta para relacionar factores geométricos o de materiales con la estabilidad de los implantes.

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo General

Desarrollar un modelo 3D del comportamiento mecánico de implantes dentales sometidos a carga inmediata en el maxilar superior utilizando el método de Elementos Finitos, la cual permita determinar el micromovimiento en los implantes en función de diferentes parámetros del modelo.

1.2.2. Objetivos Específicos

- Reconstruir, a partir de tomografías computacionales (CT), la estructura ósea del maxilar superior.
- Comparar diferentes modelos para el maxilar superior.
- Recomendar aspectos geométricos y de materiales de los implantes que produzcan el menor micromovimiento posible.

1.3. Alcances

- Para las simulaciones, sólo se considerará el maxilar superior, lo cual implica considerar una distribución de implantes diferentes a la que se considera en el maxilar inferior.
- Se considerará la estructura ósea de un paciente en particular, despreciando el efecto que tiene la forma del maxilar superior, forma que es distinta para cada paciente.
- No se utilizarán geometrías complejas para modelar los implantes.

Capítulo 2

Antecedentes

2.1. Anatomía Maxilar Superior

2.1.1. Descripción

El maxilar superior es un hueso del cráneo par (dos huesos ubicados simétricamente), de forma irregular cuadrilátera que presenta un cuerpo y varias prolongaciones o procesos. Estos son: el proceso frontal, que articula con el hueso frontal, el proceso cigomático, que articula con el hueso cigomático, el proceso palatino, que constituye los dos tercios anteriores del paladar duro y el proceso alveolar, donde se implantan los dientes[6]. En la figura 2.1 se muestra el maxilar superior con partes principales y su ubicación en el cráneo.

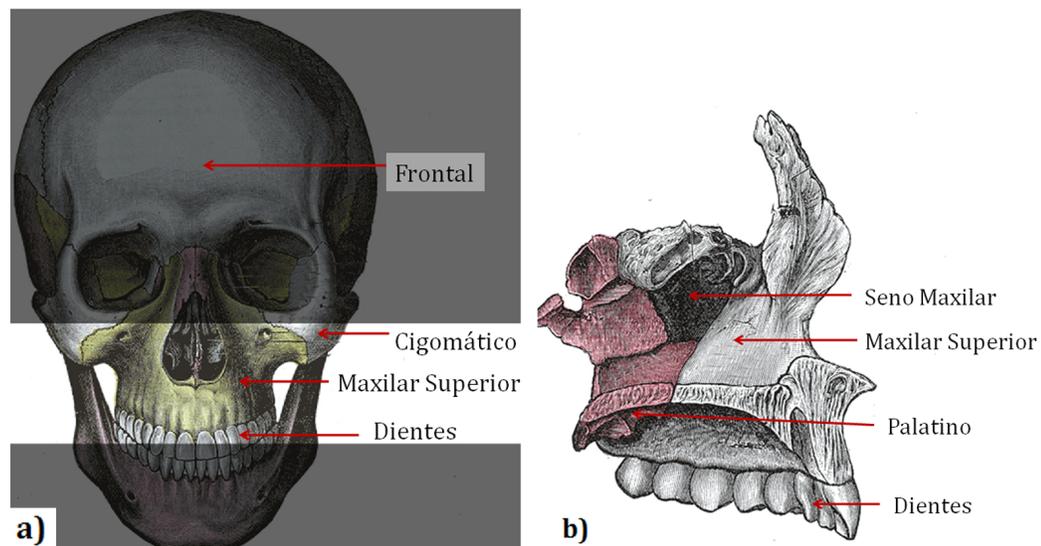


Figura 2.1: a) Maxilar superior y su ubicación en el cráneo - Vista frontal; b) Maxilar superior - Vista en corte sagital.

2.1.2. Estructura del Hueso Maxilar Superior

El material óseo es un material radicalmente distinto a cualquier otro tratado por la mecánica clásica. Su estructura es heterogénea y anisotrópica, y sus propiedades mecánicas varían no sólo entre distintos individuos, sino, para un mismo individuo el hueso es capaz de evolucionar modificando sus propiedades en

función del tipo de esfuerzos a los que se ve sometido. Adicionalmente, el hueso es capaz de regenerarse en caso de fractura, o por el contrario, de alterar sus propiedades mecánicas ante procesos patológicos graves o simplemente con la edad[6].

Por otra parte, la morfología del hueso permite conseguir un material rígido y ligero al mismo tiempo. La rigidez la confiere la capa exterior, formada de material compacto, mientras que en el interior adopta una forma esponjosa que le permite absorber y disipar cargas. Estas capas se pueden clasificar según su densidad, debido a que el hueso no es totalmente sólido, sino que tiene pequeños espacios entre sus componentes, formando pequeños canales por donde circulan los vasos sanguíneos encargados del intercambio de nutrientes. En función del tamaño de estos espacios, el hueso se clasifica en cortical o trabecular[7].

- Hueso Cortical: Constituye la mayor parte de la diáfisis (la porción alargada de los huesos largos que queda en el medio de las epífisis o porciones distales de los mismos) así como de la parte externa de todos los huesos del cuerpo. El hueso compacto constituye una protección y un soporte. Tiene una estructura de láminas o anillos concéntricos alrededor de canales centrales llamados canales de Havers que se extienden longitudinalmente.
- Hueso Trabecular: A diferencia del hueso compacto, el hueso trabecular no contiene osteones, sino que las láminas intersticiales están dispuestas de forma irregular formando unos tabiques o placas llamadas trabéculas. Estos tabiques forman una estructura esponjosa dejando huecos que están llenos de la médula ósea roja.

En la Figura 2.2 se muestra un esquema de la estructura ósea en donde se aprecia el hueso cortical y el esponjoso.

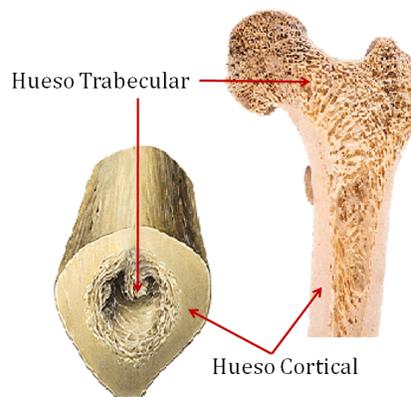


Figura 2.2: Esquema de estructura ósea.

2.1.3. Dientes

El diente es un órgano anatómico duro, enclavado en los alvéolos de los huesos maxilares. Los dientes, ordenados desde el centro hacia las mandíbulas son: incisivos que cortan, los caninos que desgarran, los

premolares que trituran y los molares que muelen. En la Figura 2.3 se muestra la distribución de los dientes en el maxilar superior.

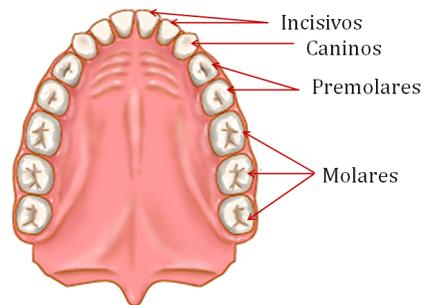


Figura 2.3: Distribución de dientes en maxilar superior.

2.1.4. Desdentados Totales

En este trabajo se estudiará el caso particular de implantes para personas desdentadas totales. Una persona al perder dientes, además de tener consecuencias estéticas, da origen a problemas en la estructura ósea debido a un proceso de “reabsorción ósea”. Los dientes tienen la función de soportar las cargas de masticación, y si se van perdiendo piezas dentarias, las que restan tienen que soportar todas estas fuerzas, absorbiendo una importante sobrecarga y por tanto acortando su vida. Puede reaccionar adaptándose a la exigencia mecánica en un primer momento y si se excede el límite de resistencia del tejido, se reabsorbe.

Cuando perdemos una o todas las piezas dentarias de la boca, se inicia una reabsorción (ver Figura 2.4) en las que muchas veces resulta casi imposible el tolerar una prótesis removible tradicional.

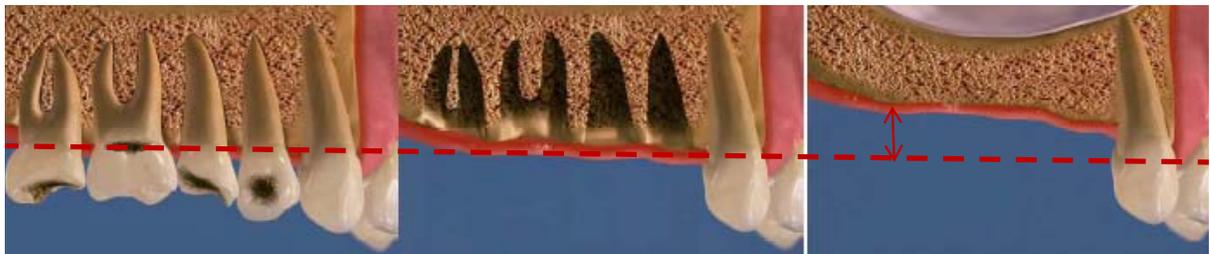


Figura 2.4: Esquema proceso de absorción ósea.

2.2. Protocolo de Carga Inmediata

La carga oclusal inmediata en el maxilar desdentado se ha definido como la colocación de implantes con una adecuada estabilidad primaria y una oclusión en pleno funcionamiento en el momento de la colocación del implante[5].

Para anclar los implantes al hueso, el cirujano debe hacer una perforación en este, ya sea levantando la encía o atravesándola. También se puede aprovechar el alvéolo vacío dejado por una pieza recién extraída.

Una vez lista la perforación, se coloca el implante de titanio en su lugar. La colocación del implante es uno de los momentos más críticos del procedimiento. Una vez puesto el implante, siguiendo el protocolo de carga inmediata se coloca un pilar protésico (temporal o definitivo) y de inmediato se colocan el o los dientes.[5]

Esta opción es el protocolo cada vez más vigente y dado el avance de la implantología oral, hoy en una gran parte de los casos se pueden colocar los dientes de inmediato. Estos dientes suelen ser provisionarios (usados por 4 meses), de acrílico por lo general en el caso de dientes unitarios y con armazones metálicos en el caso del reemplazo de varios dientes.

En el proceso de reconstrucción dental de maxilares completamente desdentados, el método utilizado es colocar cuatro implantes dentales en el hueso de la mandíbula y seis para el maxilar superior, los que se comportan como verdaderas raíces dentales artificiales. Estos cuatro o seis implantes luego son unidos a través de una sub-estructura metálica, sobre la cual finalmente se coloca el resto de las piezas dentales.

El protocolo de carga inmediata que se propone estudiar consiste en la utilización de dos implantes cigomáticos (ver figura 2.7) como anclaje remoto posterior, en combinación con cuatro implantes estándar en la región maxilar anterior, tal como se muestra en las figuras 2.5 y 2.6 [5]. El uso de implantes cigomáticos, los cuales son más largos que los convencionales, responde a la necesidad de tener suficiente hueso para poder anclar el implante, situación que en un número importante de casos clínicos de desdentados totales del maxilar superior no se da frecuentemente en la zona correspondiente a los molares debido a la reabsorción.

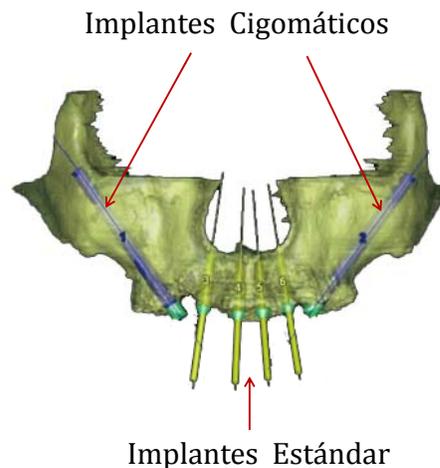


Figura 2.5: Ubicación de implantes en maxilar superior-Vista de Software de planeación de cirugías.

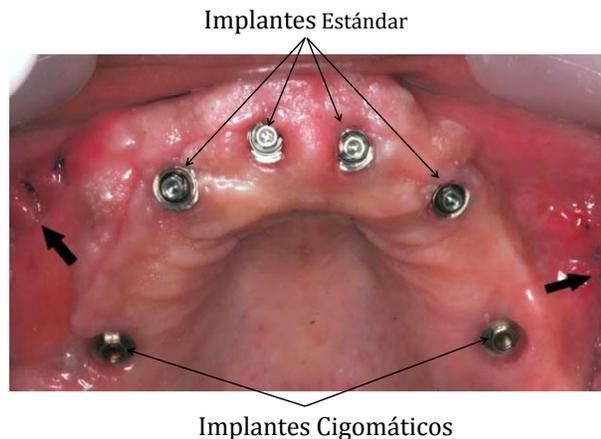


Figura 2.6: Ubicación de implantes en maxilar superior-Vista real de maxilar superior.

El objetivo de la colocación de un implante en función inmediata, es la confección de una prótesis que transmita cargas masticatorias el mismo día de la cirugía. Los requisitos para la carga inmediata son:

- Cantidad y calidad del tejido óseo.
- Estabilidad primaria de los implantes.
- Control de los micromovimientos.
- Salud compatible del paciente

2.2.1. Implantes Dentales

Los implantes dentales tienen la función de reemplazar las raíces de las piezas dentales perdidas. Existen diferentes factores que son necesarios considerar en el diseño de un implante: las dimensiones, la presencia o ausencia de hilo, la topografía de la superficie y su composición entre otros. En la figura 2.7 se muestra un implante estándar y uno cigomático.

Cuando los pacientes han perdido todos sus dientes superiores, situación que afecta a un gran porcentaje de nuestra población sobre los sesenta años, se produce progresivamente una pérdida del remanente óseo. Este fenómeno se produce debido a la atrofia que genera la falta de cargas transmitidas por los dientes al tejido óseo y a la presión de aire que penetra por las fosas nasales y aumenta de tamaño o neumatiza los senos maxilares, que están directamente relacionados con este hueso y que contenían a las piezas dentarias del maxilar superior. Por ello, el diseño de colocación de implantes para el maxilar superior desdentado total está condicionado por esta atrofia ósea.

Cuando han pasado algunos años de la pérdida de los dientes y hay falta de tejido óseo donde colocar implantes, existen opciones que involucran la regeneración de ese hueso ausente mediante complejas cirugías reconstructivas, o la colocación de implantes no convencionales como los implantes de anclaje en el hueso cigomático (de ahí el nombre de estos implantes).

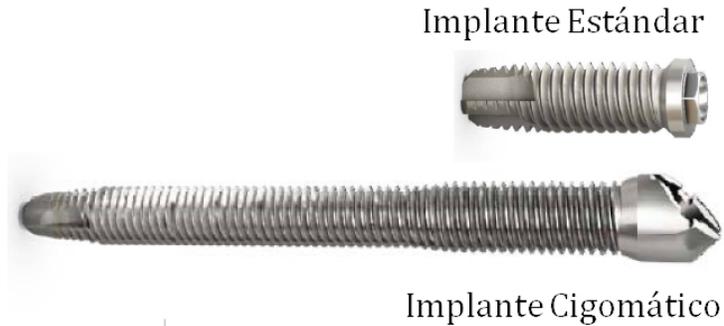


Figura 2.7: Implantes estándar y cigomático.

2.2.2. Estructura de Unión

La principal función de esta estructura es ser la base para montar las nuevas piezas dentales. La estructura de unión o sub-estructura protésica para implantes múltiples se une a los implantes a través de pilares. Su fabricación depende del material de estos pilares. Las aleaciones usadas son de Titanio y Cobalto-Cromo; si la estructura es de Titanio se fabrica usando barras que van soldadas a los pilares; en caso de una aleación de Co-Cr, la estructura se funde en un molde.

En la figura 2.8 se muestran una estructura de Titanio y una de Cobalto Cromo.

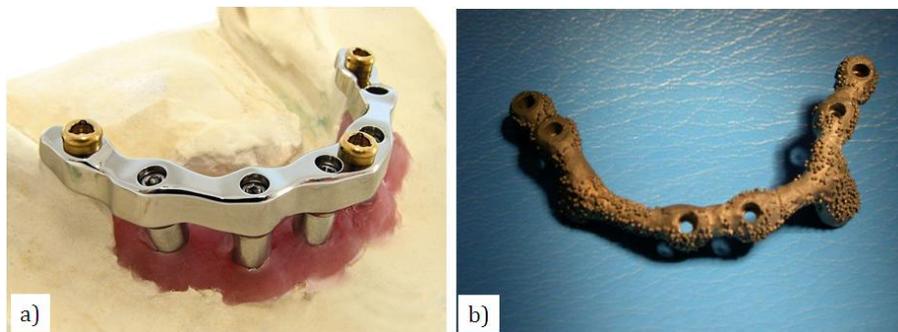


Figura 2.8: Estructura de a) Aleación de Cobalto-Cromo y b) Aleación de Titanio.

2.3. Micromovimiento

El micromovimiento es el desplazamiento relativo entre el lecho óseo donde serán insertados los implantes y los implantes propiamente tal. El control del micromovimiento que puedan causar las prótesis provisionales es un factor importante en el éxito de la carga inmediata y como el movimiento es inevitable, lo trascendente es definir cuál es el umbral que condiciona el éxito o fracaso de la carga inmediata, es decir, de la oseointegración del implante o el fracaso de éste a través de una encapsulación con tejido fibroso, lo que impide que se genere la oseointegración. Un consenso a nivel mundial en relación al umbral que

generaría esta diferencia está en los $150[\mu m]$ [2]. Para evitar que estos implantes, que han sido cargados de manera inmediata, sufran un micromovimiento mas allá de estos umbrales, se han establecido una serie de herramientas que van desde las configuraciones geométricas de las estructuras que se colocan sobre estos implantes, hasta el uso de instrumentos de medición de estabilidad de los implantes, ya que ésta se puede medir tras su colocación y en cualquier momento de la cicatrización mediante el análisis de frecuencia de resonancia (AFR), convirtiéndolo en un valor llamado coeficiente de estabilidad del implante (ISQ), que oscila de 1 a 100 (cuanto más alto es el ISQ más estable estará el implante). Los valores aceptados para carga inmediata son sobre 65 ISQ[8].

Otra herramienta fundamental al momento de predecir la micromovilidad bajo los umbrales descritos, es el torque de inserción de los implantes, los valores aceptados para ello son sobre los $35[Ncm]$ [4].

2.4. Masticación

La masticación es un proceso llevado a cabo en la cavidad oral por medio del cual el alimento es triturado, desgarrado y molido, preparándolo para la deglución; constituyendo la primera fase de la digestión. Este proceso va a depender de la edad de la persona, del tiempo que vamos a emplear en masticar el alimento, de la función mecánica, tamaño y la consistencia del alimento.

En el acto masticatorio propiamente tal se describen 2 series principales de movimientos mandibulares, a partir de la posición del MIC (máxima intercuspidadación).

- Movimiento de corte: empleado por los incisivos y caninos para seccionar los alimentos o bien para desgarrarlos.
- Movimiento de trituración-molienda: participan los premolares y molares para desmenuzar los alimentos.

La fuerza masticatoria corresponde a la fuerza generada entre ambos maxilares, fundamentalmente producto de la contracción isométrica del grupo muscular elevador mandibular. La fuerza masticatoria se subdivide en:

- Fuerza masticatoria máxima anatómica: corresponde a la potencia contráctil máxima de los músculos elevadores mandibulares, calculada en base a una relación entre la fuerza desarrollada por un músculo esquelético por unidad de área transversal.

En base a datos fisiológicos de que $1 [cm]$ de área transversal muscular desarrolla entre 5 a 12 [kgf], calcularon la fuerza masticatoria máxima anatómica entre 210 a 400 [kgf][9].

- Fuerza masticatoria máxima funcional: corresponde a la fuerza medida entre ambas arcadas dentarias mediante un transductor de tensión, durante la contracción máxima voluntaria de los músculos elevadores mandibulares, sus valores varían entre 60 y 70 [kgf]. La fuerza masticatoria máxima funcional representa solamente una fracción de la fuerza masticatoria máxima anatómica y no depende únicamente de la potencia muscular elevadora sino que también de los mecanismos neuromusculares

que la regulan (propioceptivos musculares del órgano tendinoso de Goldi y articular, así como mecanosensitivo periodontal).

- Fuerza habitual de masticación: corresponde a la fuerza interoclusal ejercida durante el proceso masticatorio normal, cuyo rango de valores fluctúa entre los 15 y 25 [kgf].

2.5. Tomografía Computacional y Escala Hounsfield

2.5.1. Tomografía Computacional

La Tomografía Computacional (CT), es un método imagenológico de diagnóstico médico, que permite observar el interior del cuerpo humano, a través de cortes milimétricos transversales al eje céfalo-caudal, mediante la utilización de los rayos X.[11]

2.5.2. Reconstrucción de Proyecciones

El principio básico de la Tomografía Computacional, es que la estructura interna de un objeto puede reconstruirse a partir de múltiples proyecciones de ese objeto.

Para explicar este principio, se considera un cuerpo convexo K , el cual tiene una masa de densidad variable dada por una función $f(x,y,z)$. Si K es atravesado por una radiación cualquiera (rayos X, láser), cuya trayectoria es una recta S , y de la cual se puede medir su intensidad de entrada y salida, la diferencia entre estas intensidades es la absorción del rayo por la materia en el interior de K y depende de la recta S , por donde el rayo transita. Es posible medir experimentalmente esta función de S que llamaremos $F(S)$. El matemático alemán J. Radon encontró una manera de calcular $f(x,y,z)$ a partir de $F(S)$, conocida como “transformada de Radon”.

Radon afirma que en teoría se puede conocer $f(x,y,z)$ si se conoce $F(S)$ para todas las rectas S . En la práctica solamente se puede tener en cuenta un número finito de rectas (que puede ser grande). Esto lleva a analizar lo que ocurre cuando solamente se conoce $F(S)$ para ese número finito de rectas y la mejor manera de escoger las mismas. Teóricamente se demuestra, que con un número finito de rectas nunca se podrá reconstruir exactamente el interior del cuerpo, pero tomando un conjunto adecuado y suficiente de rectas se logra reconstruir una aproximación de la imagen que es bastante confiable.

El procedimiento práctico consiste en dividir K en secciones planas y resolver el problema sección por sección, para después integrarlas a todo el cuerpo K .

El perfil (ver figura 2.9) está relacionado con la distribución local de atenuación dentro del objeto $f(x,y)$, de acuerdo a la siguiente ecuación[11]:

$$g(s, \theta) = \ln \left(\frac{I_0}{I} \right) = R(f(x, y)), \quad (2.1)$$

donde R se denomina la transformada de Radon y representa la integral de $f(x, y)$ a lo largo de un rayo S , que atraviesa al objeto en la dirección θ .

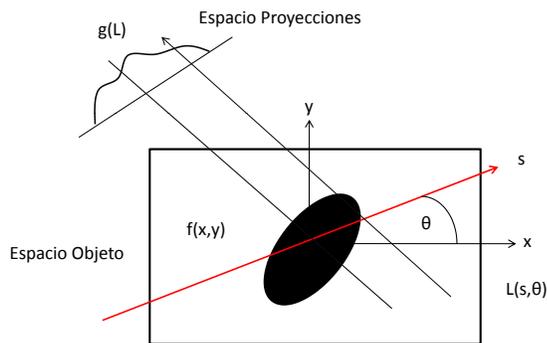


Figura 2.9: Corte bidimensional de un objeto atravesado por un haz de radiación de intensidad I_0 , generando detrás un perfil proyectado I .

Una imagen obtenida por medio de una tomografía computacional se ve como la que se muestra en la figura 2.10

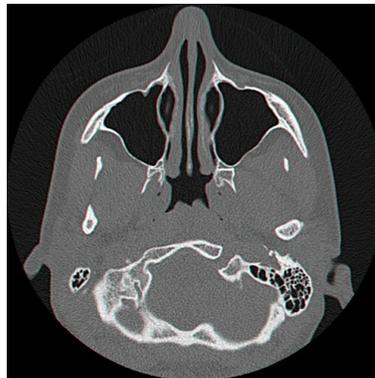


Figura 2.10: Imagen obtenida por Tomografía Computacional

Para resolver el problema de encontrar $f(x, y)$ a partir de $g(s, \theta)$, existen diferentes métodos que permiten encontrar la imagen original resolviendo la ecuación 2.1.

2.5.3. Escala Hounsfield

El coeficiente de atenuación lineal, expresa la atenuación que sufre un haz de rayos X, al atravesar una determinada longitud de una sustancia dada; este coeficiente es específico de cada sustancia o materia. Para un rayo X monoenergético (compuesto por una sola longitud de onda), que atraviesa un trozo uniforme de material, la atenuación que sufre se expresa de la siguiente manera:

$$I_{out} = I_{in} \cdot e^{-(\mu L)}, \quad (2.2)$$

donde I_{out} es la intensidad del rayo X luego de atravesar el material, I_{in} es la intensidad del rayo X incidente, μ es el coeficiente de atenuación lineal del material, L es la distancia recorrida por el rayo X en el material.

En el cuerpo humano el haz de rayos X pasa a través de materiales de distintos coeficientes de atenuación. Podemos considerar al cuerpo como compuesto por un gran número de elementos de igual tamaño, de largo w , cada uno de los cuales posee un coeficiente de absorción constante. Estos coeficientes de atenuación están indicados como $\mu_1, \mu_2 \dots \mu_n$. Combinando las ecuaciones 2.1 y 2.2 se tiene:

$$(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n)w = \ln\left(\frac{I_{in}}{I_{out}}\right). \quad (2.3)$$

En la ecuación 2.3, se muestra que el logaritmo natural de la atenuación total a lo largo de un rayo particular, es proporcional a la suma de los coeficientes de atenuación de todos los elementos que el rayo atraviesa. Para determinar la atenuación de cada elemento, debe obtenerse un gran número de mediciones desde distintas direcciones, generando un sistema de ecuaciones múltiples.

El resultado final de la reconstrucción computacional, es una matriz de números que no es conveniente para su visualización en pantalla, por lo que un procesador se encarga de asignar a cada número o rango de números, un tono gris adecuado. Los valores numéricos de la imagen de tomografía computarizada, están relacionados con los coeficientes de atenuación, debido a que la disminución que sufre el haz de rayos X al atravesar un objeto, depende de los coeficientes de atenuación lineales locales del objeto. La fórmula que relaciona los números CT con los coeficientes de atenuación es:

$$CT = \frac{(\mu_{material} - \mu_{agua})E}{K}, \quad (2.4)$$

donde E representa la energía efectiva del haz de rayos X, $\mu_{material}$ y μ_{agua} son los coeficientes lineales de atenuación del material en estudio y del agua respectivamente y K es una constante que depende del diseño del equipo. Universalmente se ha adoptado la escala Hounsfield (ver tabla 2.1) la cual asigna el valor 0 al agua y el -1000 al aire.

Tabla 2.1: Valores Escala Hounsfield

Material	Número CT
Hueso Compacto	1000
Sangre Coagulada	56-76
Sustancia Cerebral Gris	36-46
Sustancia Cerebral Blanca	22-32
Sangre	12
Agua	0
Grasa	-100
Aire	-1000

2.6. Elasticidad Lineal

2.6.1. Ecuación Constitutiva

La Elasticidad Lineal es una teoría que se basa en la siguiente relación constitutiva[12] (relación entre deformación y esfuerzos) la que expresa que cada componente del tensor de esfuerzos en un punto cualquiera es una función lineal del componente del tensor de deformaciones en el mismo punto, o sea:

$$\sigma_{kl} = C_{klmn}\epsilon_{mn}, \quad (2.5)$$

donde σ_{kl} es la componente kl del tensor de esfuerzos, ϵ_{mn} es la componente mn del tensor de deformaciones y C_{klmn} son constantes elásticas. Hay 81 constantes correspondientes a los índices k, l, m y n . La matriz C es simétrica[12] y en consecuencia el número de coeficientes elásticos para un material lineal elástico anisotrópico se reduce a 21, la matriz de coeficientes elásticos es conocida como la matriz de rigidez. La ecuación constitutiva de elasticidad lineal se escribe matricialmente como¹:

$$\begin{pmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{12} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{23} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} C_{1111} & C_{1122} & C_{1133} & C_{1112} & C_{1113} & C_{1123} \\ C_{2211} & C_{2222} & C_{2233} & C_{2212} & C_{2213} & C_{2223} \\ C_{3311} & C_{3322} & C_{3333} & C_{3312} & C_{3313} & C_{3323} \\ C_{1211} & C_{1222} & C_{1233} & C_{1212} & C_{1213} & C_{1223} \\ C_{1311} & C_{1322} & C_{1333} & C_{1312} & C_{1313} & C_{1323} \\ C_{2311} & C_{2322} & C_{2333} & C_{2312} & C_{2313} & C_{2323} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \epsilon_{11} \\ \epsilon_{22} \\ \epsilon_{33} \\ 2\epsilon_{12} \\ 2\epsilon_{13} \\ 2\epsilon_{23} \end{pmatrix}, \quad (2.6)$$

con $C_{klmn} = C_{mnlk}$.

La teoría de la elasticidad lineal es el estudio de sólidos elásticos lineales sometidos a pequeñas deformaciones y desplazamientos. En general un sólido elástico lineal sometido a grandes desplazamientos no cumplirá esta condición. Por tanto la teoría de la elasticidad lineal sólo es aplicable a sólidos elásticos lineales, en los que tensiones y deformaciones estén relacionadas linealmente (linealidad material) y a deformaciones pequeñas con desplazamientos que estén relacionados linealmente (linealidad geométrica).

Las componentes del tensor de deformación están relacionadas con los desplazamientos mediante la relación:

$$\epsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right). \quad (2.7)$$

2.6.2. Simetría Elástica

Considerando que los componentes del tensor de esfuerzos y de deformaciones son funciones del sistema de referencia, los coeficientes elásticos también son funciones de esta orientación. En un nuevo sistema

¹Los subíndices 1, 2, 3 corresponden a x, y, z

de coordenadas OX'_1, OX'_2, OX'_3 (ver figura 2.11) la matriz de rigidez se expresa a través de la siguiente ecuación:

$$C'_{prst} = l_{pk}l_{ri}l_{sm}l_{tn}C_{klmn}, \quad (2.8)$$

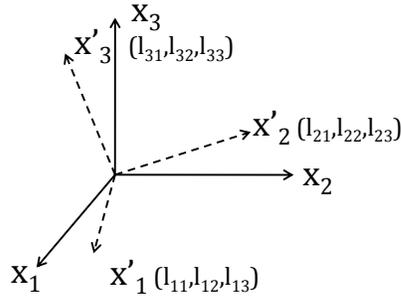


Figura 2.11: Rotación del sistema de referencia.

El tipo de simetría es expresado de acuerdo a qué coeficientes C_{klmn} permanecen invariantes bajo la transformación de coordenadas que describen la simetría. Existen cuatro tipos de simetría:

- Simetría con respecto a un plano.
- Simetría con respecto a 2 planos mutuamente perpendiculares.
- Simetría de rotación con respecto a un eje.
- Simetría de rotación con respecto a dos ejes mutuamente perpendiculares.

Se le dará mayor énfasis a la segunda y cuarta simetría, ya que serán utilizadas en este trabajo.

Simetría con respecto a un plano-Material Monoclínico

Un material que exhibe simetría de sus propiedades elásticas con respecto a un plano (ver figura 2.12) es llamado material monoclínico y el número de elementos de la matriz de rigidez se reduce a trece. En el caso de que el plano tenga normal e_3 , la matriz se escribe como:

$$C = \begin{pmatrix} C_{1111} & C_{1122} & C_{1133} & C_{1112} & 0 & 0 \\ C_{2211} & C_{2222} & C_{2233} & C_{2212} & 0 & 0 \\ C_{3311} & C_{3322} & C_{3333} & C_{3312} & 0 & 0 \\ C_{1211} & C_{1222} & C_{1233} & C_{1212} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{1313} & C_{1323} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{2313} & C_{2323} \end{pmatrix}. \quad (2.9)$$

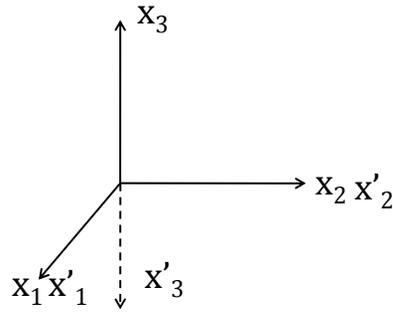


Figura 2.12: Simetría con respecto a un plano.

Simetría con respecto a dos planos ortogonales - Material Ortotrópico

Un material que exhibe simetría de sus propiedades elásticas con respecto a dos planos ortogonales es llamado material ortotrópico (ver figura 2.13). Para este tipo de simetría el número de constantes elásticas se reduce a nueve, y la matriz de rigidez se escribe como:

$$C = \begin{pmatrix} C_{1111} & C_{1122} & C_{1133} & 0 & 0 & 0 \\ C_{2211} & C_{2222} & C_{2233} & 0 & 0 & 0 \\ C_{3311} & C_{3322} & C_{3333} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{1212} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{1313} & C_{1323} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{2323} \end{pmatrix}. \quad (2.10)$$

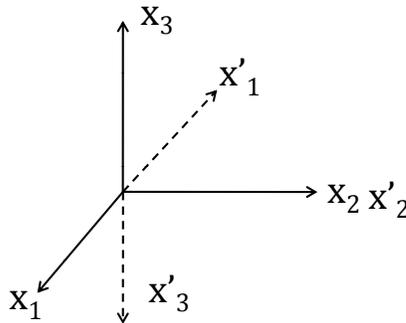


Figura 2.13: Simetría con respecto a dos planos ortogonales.

Las nueve componentes de la matriz de rigidez se pueden expresar en función de las siguientes constantes: E_x, E_y, E_z que corresponden a los módulos elásticos en las direcciones x, y, z respectivamente; $\nu_{xy}, \nu_{yz}, \nu_{zx}$ que son los coeficientes de Poisson y los módulos de corte para cada plano G_{xy}, G_{yz}, G_{zx} .

Simetría de rotación con respecto a un eje - Material transverso isotrópico

Un material que posee un eje de simetría (ver figura 2.14) es llamado transverso isotrópico. Para este tipo de simetría el número de constantes elásticas independientes son cinco, y la matriz de rigidez se escribe como sigue:

$$C = \begin{pmatrix} C_{1111} & C_{1122} & C_{1133} & 0 & 0 & 0 \\ C_{2211} & C_{2222} & C_{2233} & 0 & 0 & 0 \\ C_{3311} & C_{3322} & C_{3333} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2}(C_{1111} - C_{1122}) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{1313} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{1313} \end{pmatrix}. \quad (2.11)$$

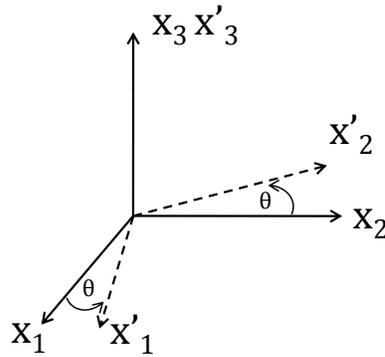


Figura 2.14: Simetría con respecto a dos planos ortogonales.

Simetría con respecto a dos ejes perpendiculares - Material Isotrópico.

Un material isotrópico es aquel en que sus propiedades elásticas se mantienen constantes frente a cualquier cambio en la orientación de los ejes. En otras palabras, es un material que posee una simetría rotacional con respecto a dos ejes perpendiculares. Para este tipo de simetría el número de constantes elásticas independientes son dos, el modulo de elasticidad E y el coeficiente de Poisson ν . La matriz de rigidez se escribe como sigue:

$$C = \begin{pmatrix} C_{1111} & C_{1122} & C_{1122} & 0 & 0 & 0 \\ C_{1122} & C_{1111} & C_{1122} & 0 & 0 & 0 \\ C_{1122} & C_{1122} & C_{1111} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2}(C_{1111} - C_{1122}) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2}(C_{1111} - C_{1122}) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2}(C_{1111} - C_{1122}) \end{pmatrix}. \quad (2.12)$$

Algunas propiedades elásticas importantes fueron mencionadas cuando se explicaron los tipos de

simetrías elásticas, el Módulo de Elasticidad, el Coeficiente de Poisson y el Módulo de Corte, los cuales se definen a continuación:

- **Módulo de Elasticidad:** también es denominado Módulo de Young, es una constante elástica que caracteriza el comportamiento de un material elástico según la dirección en la que se aplica una fuerza. Su valor se puede determinar empíricamente mediante un ensayo de tracción del material, del que se obtiene una curva esfuerzo deformación como la de la figura 2.15, en donde el módulo de elasticidad corresponde a la tangente de la curva en cada punto.

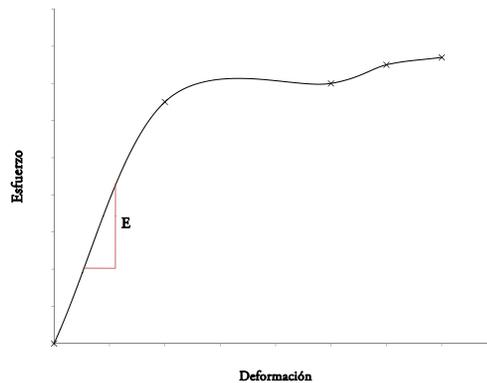


Figura 2.15: Gráfico Esfuerzo - Deformación.

- **Coeficiente de Poisson:** es una constante elástica que proporciona una medida del estrechamiento de sección en una dirección cuando se estira y se adelgaza en las direcciones perpendiculares a la de estiramiento.

2.7. Método de Elementos Finitos

El Método de Elementos Finitos es un método numérico para obtener soluciones aproximadas del problema de valor de frontera de elasticidad lineal, en el que el continuo se divide en un número finitos de partes denominadas **Elementos**, cuyo comportamiento se especifica mediante un número finito de parámetros denominados **Nodos**. Estos nodos en general son los puntos de unión de cada elemento con sus adyacentes. La solución del sistema completo sigue las reglas de los problemas discretos, este sistema se forma por ensamblaje de los elementos. Las incógnitas del problema dejan de ser funciones matemáticas continuas y pasan a ser el valor de estas funciones en los nodos y el comportamiento de cada elemento queda definido a partir del comportamiento de los nodos mediante **Funciones de Forma**, las cuales corresponden a funciones de interpolación.

2.8. Criterios de Falla

Los criterios de falla que serán considerados para los diferentes materiales a modelar en este trabajo son el de **Esfuerzo Normal Máximo** y el criterio de **von Mises**, los cuales se detallan a continuación:

Esfuerzo Normal Máximo

Establece que la falla ocurrirá cuando el esfuerzo normal llegue a cierto límite de la resistencia normal, como puede ser el límite de fluencia elástico a tensión o la resistencia máxima a tensión del material. Este criterio predice bien las fallas de materiales frágiles, que se aproxima bien al comportamiento del hueso (en tracción)[13] y se expresa de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$\sigma_y = \max(|\sigma_1|, |\sigma_2|, |\sigma_3|) \quad (2.13)$$

donde σ_y es el límite elástico y σ_i son los esfuerzos principales.

Criterio de von Mises

Este criterio también conocido como el criterio de la máxima energía de distorsión, es comúnmente empleado para metales dúctiles, como muchas aleaciones metálicas en las que se incluye el Titanio y el Cobalto Cromo. Este criterio dice que el principio de fluencia se produce cuando la energía de distorsión alcanza un valor crítico, de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$\sigma_y = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}} \quad (2.14)$$

En la figura 2.16 se muestra una comparación gráfica de ambos criterios.

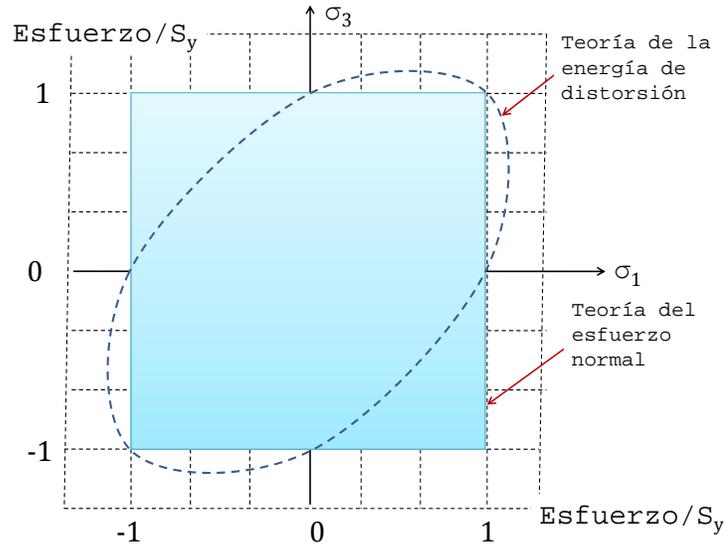


Figura 2.16: Comparación criterio normal máximo vs criterio von Mises

2.9. Modelación de Contactos

Un de las complejidades que presentan los modelos presentados en este trabajo es definir las condiciones de contacto en la interfaz hueso-implante, debido a que este es un problema no lineal, ya que el área de contacto cambia a medida que se aplica la fuerza. El problema de dos cuerpos en contacto puede ser escrito como un problema de minimización[14]. La energía potencial de un sistema discretizado A y B bajo condiciones cuasiestáticas puede ser escrito de la siguiente forma:

$$\Pi_{AB}(u) = \Pi_A(u) + \Pi_B(u) = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} u_A \\ u_B \end{pmatrix}^t \begin{bmatrix} K_A & 0 \\ 0 & K_B \end{bmatrix} \begin{pmatrix} u_A \\ u_B \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} f_A \\ f_B \end{pmatrix}^t \begin{pmatrix} u_A \\ u_B \end{pmatrix}, \quad (2.15)$$

donde u_A y u_B son los desplazamientos de los cuerpos A y B, K_A y K_B son las matrices de rigidez de los cuerpos A y B, y f_A y f_B son las fuerzas equivalentes de los cuerpos A y B.

El problema de contacto sin fricción puede ser representado por el siguiente problema de minimización:

$$\begin{aligned} & \text{mín } \Pi_{AB}(u) \\ & \text{s.a. } h_j(u) \leq 0, \end{aligned} \quad (2.16)$$

donde $h_j(u)$ son desigualdades que representan la penetración de los cuerpos (si $h_j(u) \leq 0$ no hay penetración).

La ley de fricción de Coulomb considera la existencia de un coeficiente de fricción cinético m_d y un coeficiente de fricción estático m_e , los que cumplen $m_d \leq m_e$.

Definiendo n y t , como los vectores normal y tangencial a la fuerza respectivamente, y \bar{t} como la fuerza tangencial aplicada, es posible escribir las condiciones de fricción (adhesión y deslizamiento) de la siguiente forma:

$$\text{si } \|\bar{t}\| \leq \mu_e \|n\| \text{ ocurre adhesión y } t = \bar{t}, \quad (2.17)$$

$$\text{si } \|\bar{t}\| \geq \mu_e \|n\| \text{ ocurre deslizamiento y } t = -\mu_d \|n\| \frac{u_t}{\|u_t\|}, \quad (2.18)$$

donde $u_t/\|u_t\|$ es el desplazamiento relativo tangencial unitario. No hay desplazamiento relativos en la situación de adhesión y si los hay en la situación de deslizamiento. La fuerza tangencial en el caso de deslizamiento se redefine de acuerdo al coeficiente de fricción cinético y esta fuerza es opuesta al desplazamiento relativo.

Representando la condición de adhesión como $c_i(u) = 0$ se puede escribir un problema general de minimización de la siguiente forma:

$$\begin{aligned} & \text{mín } \Pi_{AB}(u) \\ & \text{s.a. } h_j(u) \leq 0 \quad j = 1, \dots, m \\ & \|\bar{t}_i\| \leq \mu_e \|n_i\| \Rightarrow c_i(u) = 0, \quad t_i = \bar{t}_i \quad i = 1, \dots, l \\ & \text{si } \|\bar{t}_i\| \geq \mu_e \|n_i\| \Rightarrow t = -\mu_d \|n_i\| \frac{u_t}{\|u_t\|} \quad i = 1, \dots, l. \end{aligned} \quad (2.19)$$

Se puede notar que en la ecuación 2.19 la presencia de $c_i(u) = 0$ como una función de la condición de fricción en términos de las componentes normal y tangencial de la fuerza n_i y t_i .

La condición de deslizamiento ocurre cuando la capacidad de adhesión se ve sobrepasada (desplazamientos relativos). En este caso, la restricción $c_i = 0$ no aparece y se aplica la correspondiente fuerza de fricción por deslizamiento. En el caso de adhesión, la restricción $c_i(u) = 0$ debe estar presente, lo que asegura que no hay desplazamientos relativos en los puntos considerados.

Capítulo 3

Modelación en Elementos Finitos

3.1. Metodología General

Para modelar el micromovimiento en la interfaz del hueso del maxilar se procedió de la siguiente forma:

- Generación de Geometría: utilizando el programa de CAD Solid Edge[15] se generó la geometría del maxilar superior, de los implantes y de la estructura que los une.
- Pre procesamiento: utilizando el programa del Elementos Finitos ANSYS[16] se realizó toda la configuración previa a procesar cada modelo. El pre procesamiento incluye: importar la geometría generada, asignación de materiales a cada cuerpo, definir relaciones de contacto, generar el mallado, definir las condiciones de bordes y las cargas del sistema, configurar el solver a utilizar para solucionar el problema no lineal y los datos que se desean obtener. En cada caso a resolver, se variaron parámetros como el modelo del material del hueso, el material y la geometría de la estructura que une los implantes y la posición de las cargas aplicadas. En total se resolvieron 59 casos diferentes.
- Post procesamiento: Una vez obtenidos los resultados para los 59 casos, se obtuvo el valor del micromovimiento para cada uno en la interfaz hueso-implantes, además de estos valores, también se obtuvieron resultados de esfuerzos, desplazamientos y deformaciones en todos los cuerpos que definen el conjunto a modelar. Todos estos datos fueron analizados, con el objetivo de ver como influyeron en los resultados obtenidos en el micromovimiento.

3.2. Modelación Maxilar Superior

3.2.1. Geometría

La estructura ósea del maxilar superior modelada se obtuvo a partir de tomografías computacionales de un paciente real. Cada imagen de la tomografía corresponde a un corte axial equiespaciado del maxilar superior como se muestra en la figura 3.1.

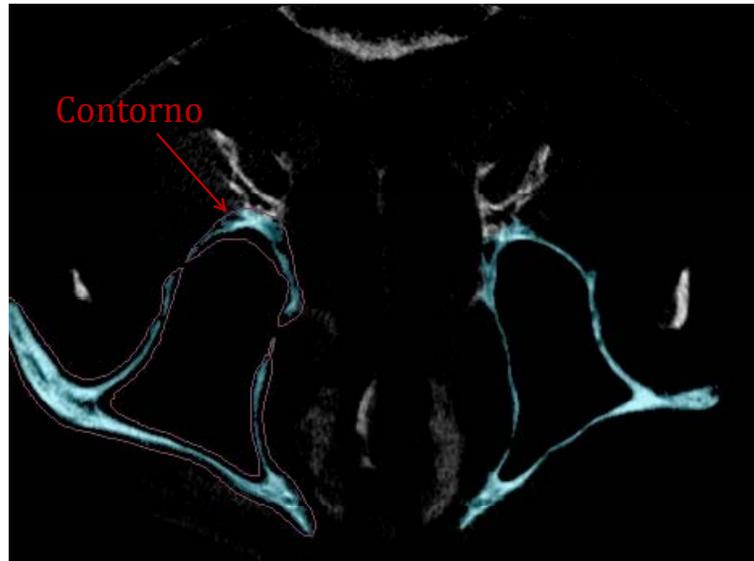


Figura 3.1: Contornos de corte axial de maxilar superior obtenido de una tomografía computacional.

Con los contornos de cada imagen se reconstruyó el maxilar en el programa CAD Solid Edge V19[15]. En la figura 3.2 se muestra como se utilizaron las imágenes de la tomografía para crear el modelo del maxilar. Una vez reconstruido el maxilar, se le realizaron operaciones, como perforaciones que permitieron la colocación de los implantes. El resultado final de la reconstrucción del maxilar superior se muestra en la figura 3.3.

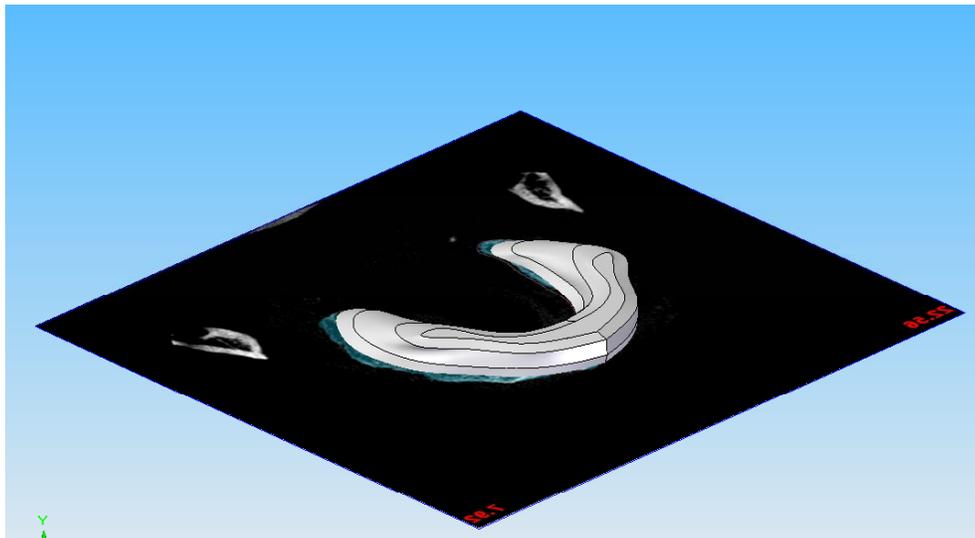


Figura 3.2: Proceso de reconstrucción de maxilar superior en Solid Edge.

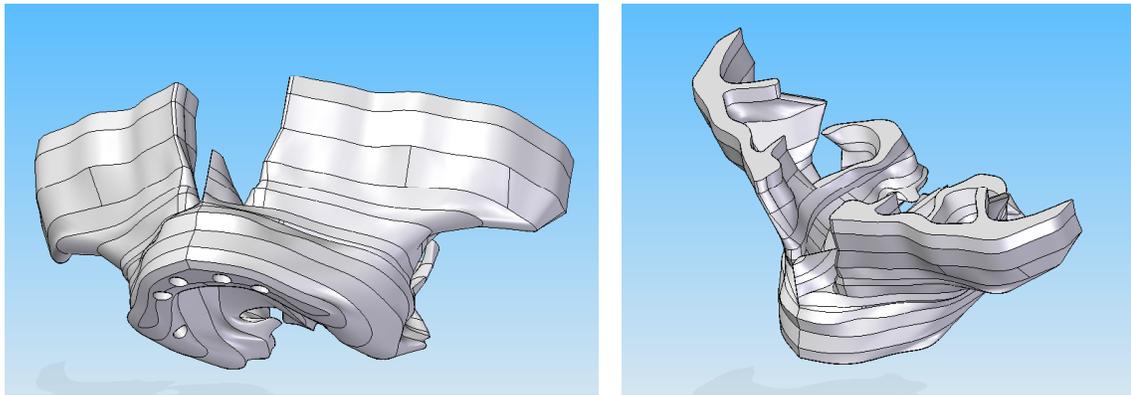


Figura 3.3: Maxilar superior reconstruido en Solid Edge.

3.2.2. Material

Para modelar el material del maxilar superior se utilizaron 4 modelos lineales elásticos diferentes: homogéneo isotrópico, homogéneo ortotrópico, heterogéneo isotrópico y heterogéneo ortotrópico. Las propiedades utilizadas para cada modelo se muestran en las tablas 3.1 y 3.2[3]. Las propiedades para el material isotrópico son equivalentes a las del material ortotrópico (ver Anexo A).

Tabla 3.1: Propiedades isotrópicas del tejido óseo.

	Hueso Cortical	Hueso Trabecular
Módulo de Elasticidad E [GPa]	11,703	0,314
Coefficiente de Poisson	0,258	0,29

Tabla 3.2: Propiedades ortotrópicas del tejido óseo.

Propiedad	Dirección	Hueso Cortical	Hueso Trabecular
Módulo de Elasticidad E [GPa]	x	22,9	0,96
	y	14,2	0,39
	z	10,5	0,32
Coefficiente de Poisson	xy	0,19	0,3
	yz	0,31	0,3
	xz	0,29	0,3
Módulo de Corte G [GPa]	xy	6	0,17
	yz	3,7	0,13
	xz	4,8	0,09

Para el hueso modelado como un material homogéneo se consideró que el maxilar superior está formado sólo por hueso cortical.

Para el modelo del hueso como material ortotrópico, el maxilar se dividió en cuatro partes para las cuales

se definió un sistema de coordenadas local (ver figura 3.4), esto corresponde a una simplificación que tiene por objetivo discretizar el cambio de las propiedades ortotrópicas del hueso, ya que estas varían de forma continua a lo largo del hueso.

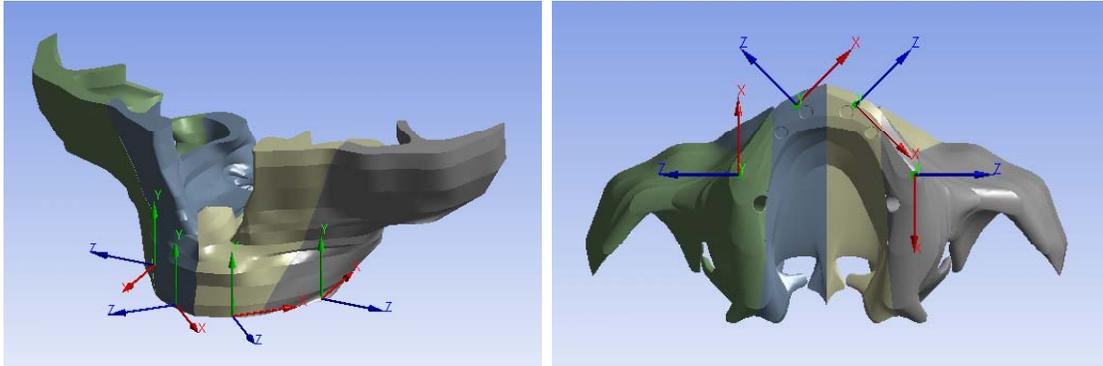


Figura 3.4: Modelo maxilar superior ortotrópico.

Para el modelo del hueso como un material heterogéneo, a la geometría generada se le dio un espesor de un milímetro en las zonas correspondientes a la interfaz con los implantes (ver figura 3.5), la zona interior corresponde al hueso trabecular y la exterior corresponde al hueso cortical. Esto también corresponde a otra simplificación, ya que en la realidad el espesor del hueso cortical no es constante y además depende de cada individuo.

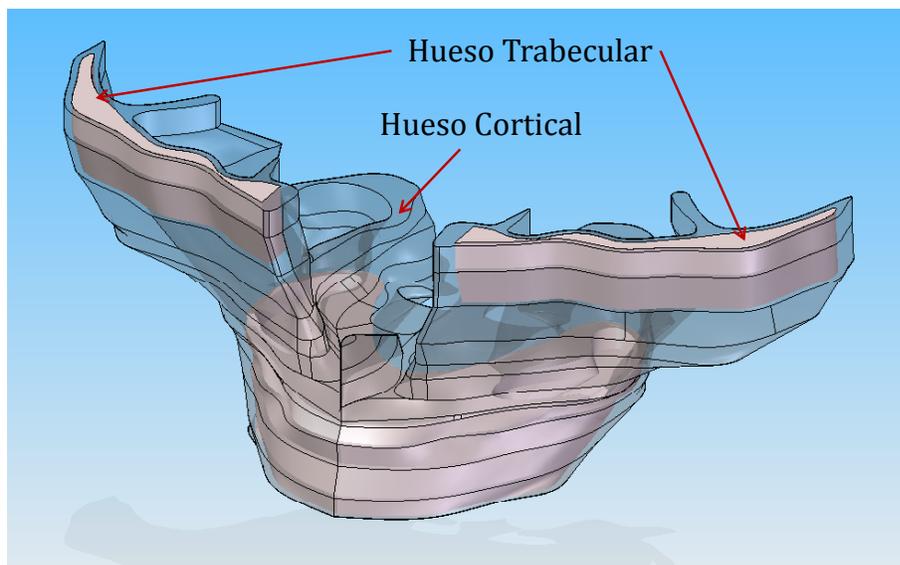


Figura 3.5: Modelo maxilar superior heterogéneo.

3.2.3. Mallado

Para el mallado de cada uno de los cuatro modelos del maxilar superior, se utilizaron elementos tetraédricos cuadráticos de tamaño máximo 1 [mm]. En la tabla 3.3 se detalla el número de nodos y elementos para cada modelo. Las diferencias que se observan entre un modelo y otro se deben a que el maxilar se divide de forma distinta para los modelos heterogéneos y ortotrópicos, y la unión de dichas divisiones tiene un refinamiento en la malla que produce las diferencias.

Tabla 3.3: Número de nodos y elementos para distintos modelos de maxilar superior.

Modelo	Nodos	Elementos
Homogéneo Isotrópico	111008	63480
Homogéneo Ortotrópico	177887	101236
Heterogéneo Isotrópico	151576	94679
Heterogéneo Ortotrópico	167691	102609

En las figuras 3.6, 3.7, 3.8 y 3.9 se muestra un gráfico estadístico con la calidad de los elementos para cada modelo de maxilar, donde el valor 1 corresponde a un elemento tetraédrico equilátero y el valor 0 corresponde a un elemento “infinitamente” alargado.

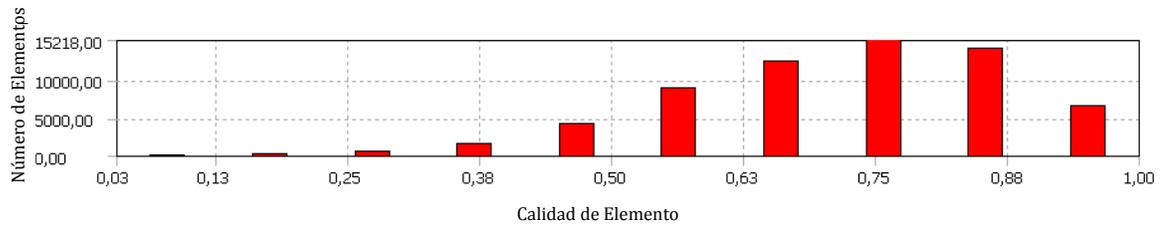


Figura 3.6: Calidad de elementos para maxilar homogéneo isotrópico.

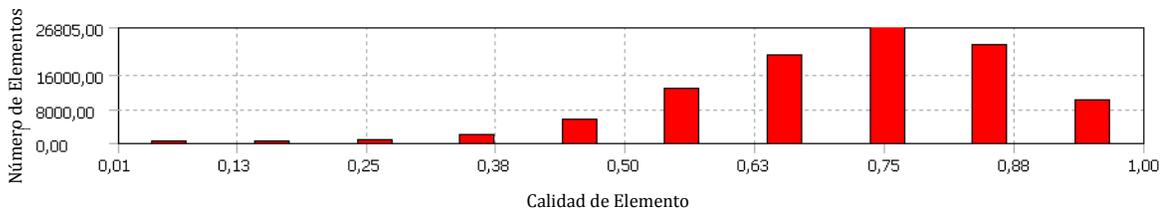


Figura 3.7: Calidad de elementos para maxilar homogéneo ortotrópico.

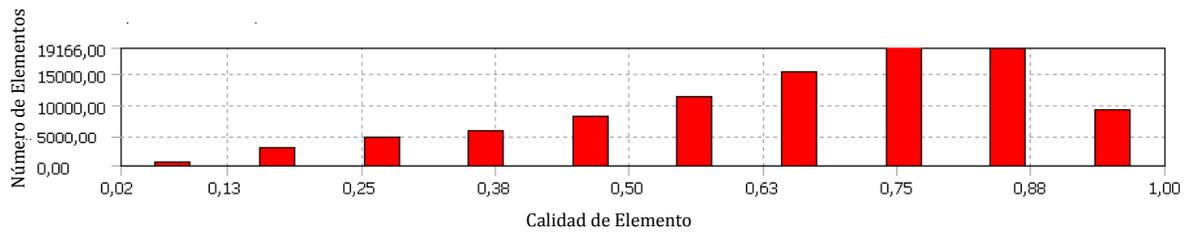


Figura 3.8: Calidad de elementos para maxilar heterogéneo isotrópico.

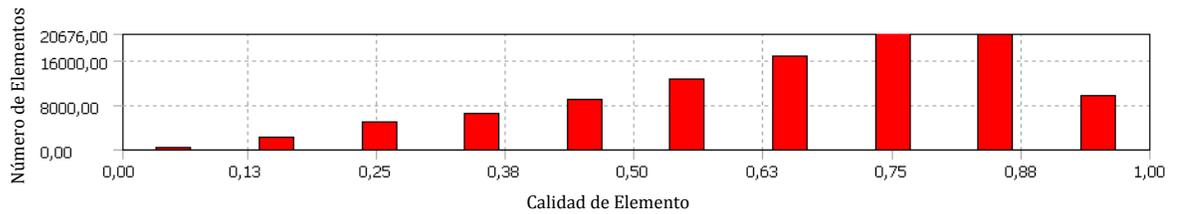


Figura 3.9: Calidad de elementos para maxilar heterogéneo ortotrópico.

En las figuras 3.10, 3.11, 3.12 y 3.13 se muestran las mallas generadas para los 4 modelos.

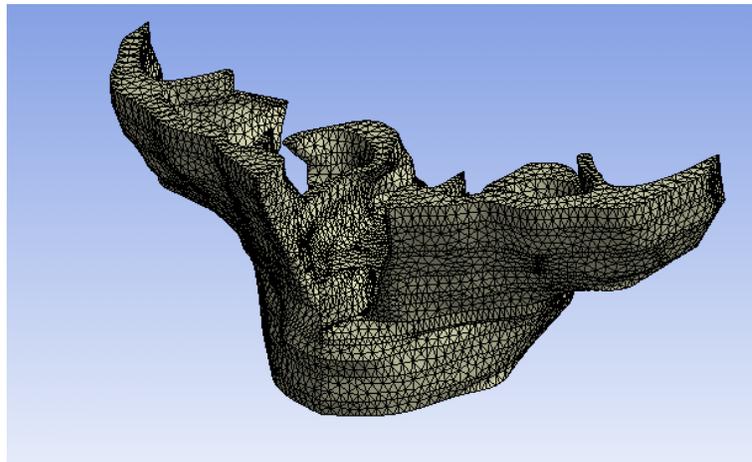


Figura 3.10: Malla modelo maxilar superior homogéneo isotrópico.

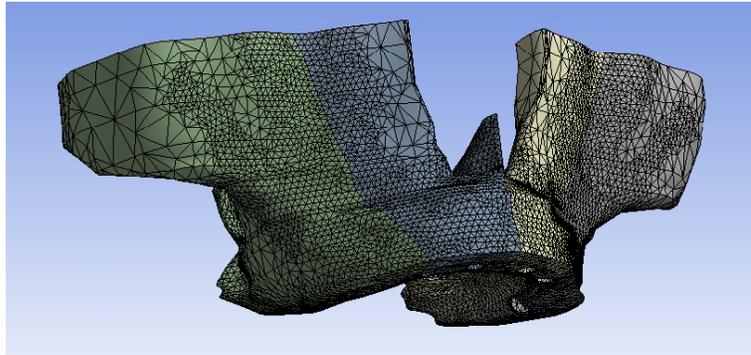


Figura 3.11: Malla modelo maxilar superior homogéneo ortotrópico.

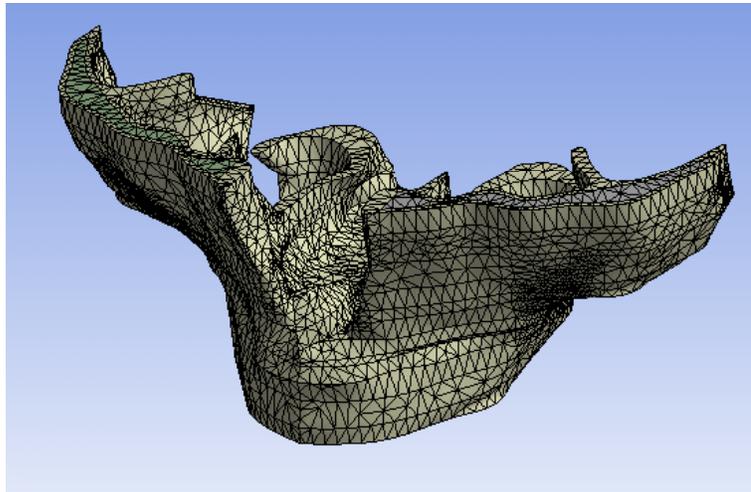


Figura 3.12: Malla modelo maxilar superior heterogéneo isotrópico.

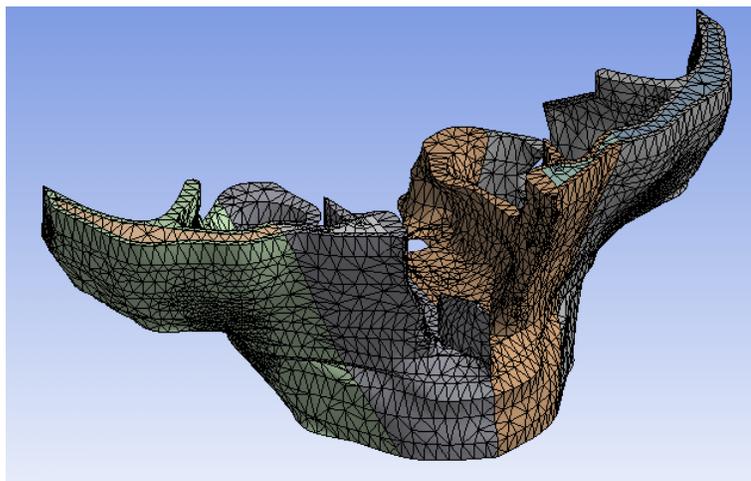


Figura 3.13: Malla modelo maxilar superior heterogéneo ortotrópico.

3.3. Modelación de Implantes

3.3.1. Geometría

La geometría de los implantes se generó en Solid Edge, se modelaron implantes lisos, debido a que se produjeron dificultades para generar la malla en implantes roscados por la complejidad geométrica del maxilar superior. Las formas y las dimensiones del implante estándar y cigomático, se muestran en las figuras 3.14 y 3.15 respectivamente[17].

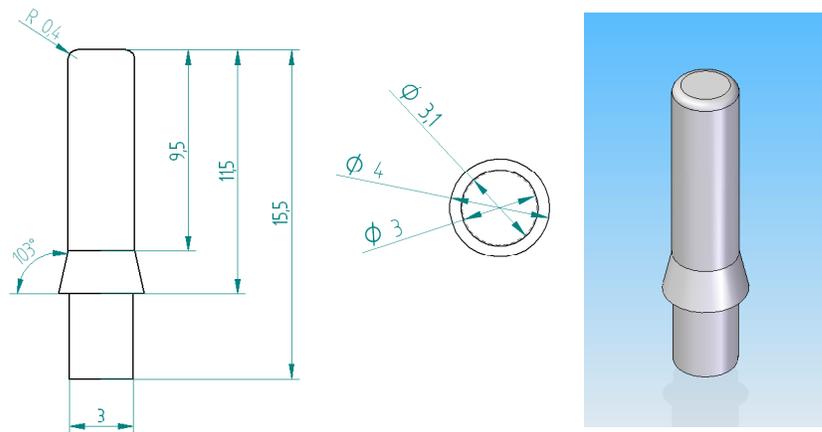


Figura 3.14: Diseño implante estándar (dimensiones en [mm]).

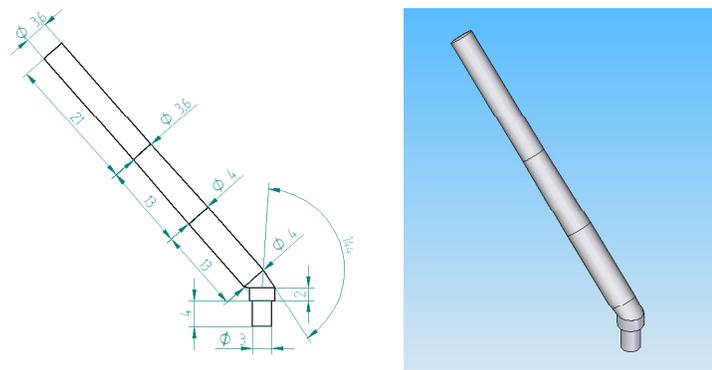


Figura 3.15: Diseño implante cigomático (dimensiones en [mm]).

3.3.2. Material

Los implantes, tanto cigomáticos como estándares, fueron modelados de una aleación de Titanio Ti_6Al_4V con propiedades elásticas isotrópicas, las que se muestran en la tabla 3.4[3].

Tabla 3.4: Propiedades de aleación de Titanio de implantes.

	Aleación de Titanio
Módulo de Elasticidad E[GPa]	110
Coefficiente de Poisson	0,35

3.3.3. Mallado

Ambos implantes fueron mallados con elementos tetraédricos de orden dos. La mallas generadas se muestran en las figuras 3.16 y 3.17.

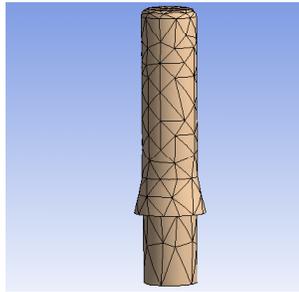


Figura 3.16: Malla implante estándar.

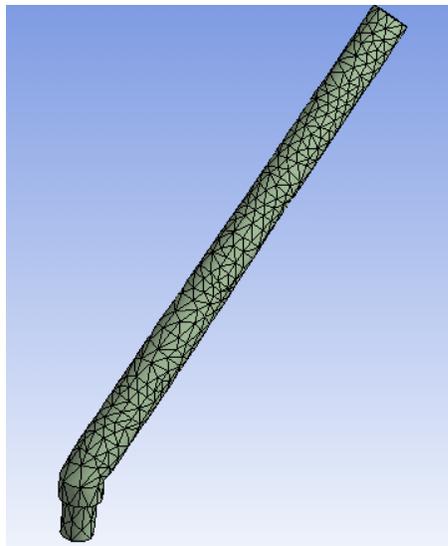


Figura 3.17: Malla implante cigomático.

En la tabla 3.5 se detalla el número de nodos y elementos para cada implante, y en las figuras 3.18 y 3.19 se muestran los gráficos estadísticos correspondientes a la calidad de los elementos de cada implante.

Tabla 3.5: Número de nodos y elementos de mallas de implantes.

Implante	Nodos	Elementos
Estándar	1014	527
Cigomático	4478	2246

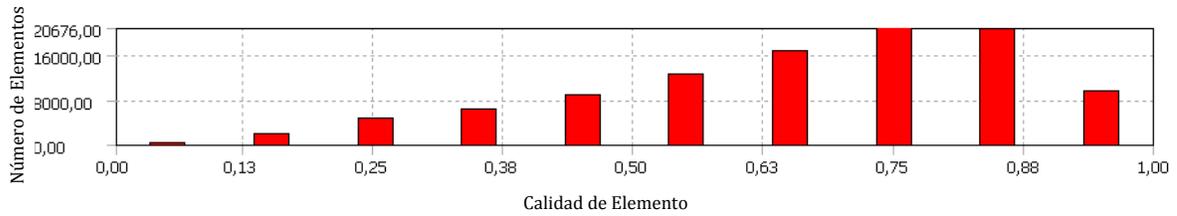


Figura 3.18: Calidad de elementos para malla de implante estándar.

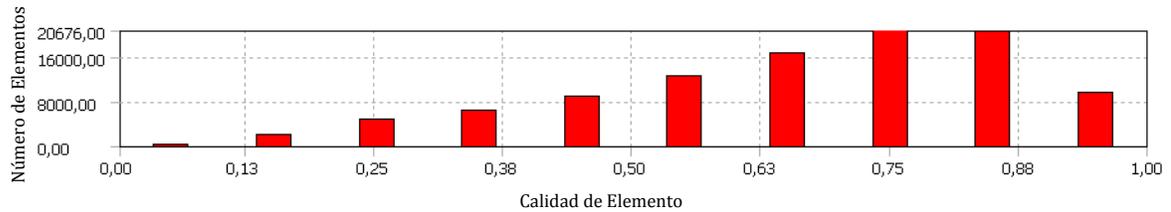


Figura 3.19: Calidad de elementos para malla de implante cigomático.

3.4. Modelación de Estructura

3.4.1. Geometría

La estructura tiene la función de unir los implantes y de ser el soporte para los nuevos dientes. Para efectos de modelo se consideró una estructura con la forma que se muestra en la figura 3.20, con sección transversal circular de diámetro d y elíptica de semiejes a y b . Las dimensiones de la sección transversal de la estructuras utilizadas se detallan en la tabla 3.6.

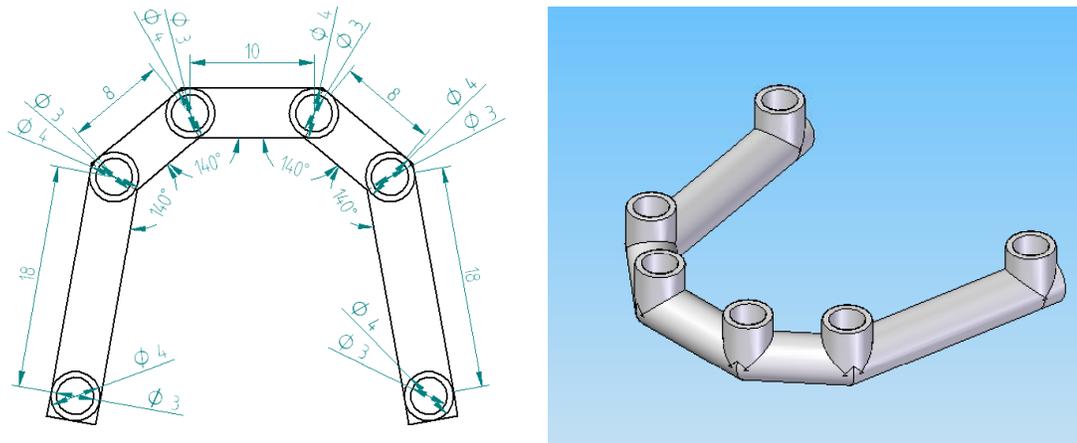


Figura 3.20: Diseño estructura (dimensiones en [mm]).

Tabla 3.6: Dimensiones sección transversal estructuras.

Tipo de sección transversal	Dimensiones [mm]	
Circular	Diámetro	
	3	
	4	
Elíptica	5	
	Semieje a	Semieje b
	1,5	3
	3	1,5
	2	4
	4	2

3.4.2. Material

Para las estructuras se consideran dos materiales elásticos isotrópicos, una aleación de Titanio Ti_6Al_4V y una aleación de Cobalto Cromo. Sus propiedades se muestran en la tabla 3.7[3].

Tabla 3.7: Propiedades de aleaciones de estructuras.

	Aleación de Titanio	Aleación Cobalto Cromo
Módulo de Elasticidad E[GPa]	110	240
Coefficiente de Poisson	0,35	0,29

3.4.3. Mallado

Las siete estructuras fueron malladas con elementos tetraédricos de orden dos. En las figuras 3.21 y 3.22 se muestran las mallas para una estructura de sección circular y una sección elíptica.

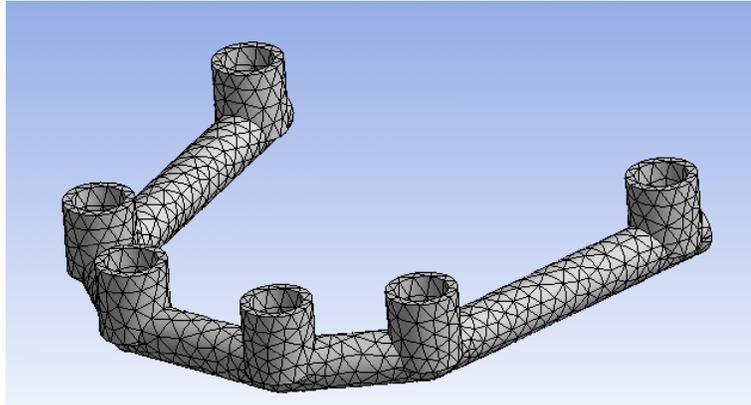


Figura 3.21: Malla estructura con sección transversal circular.

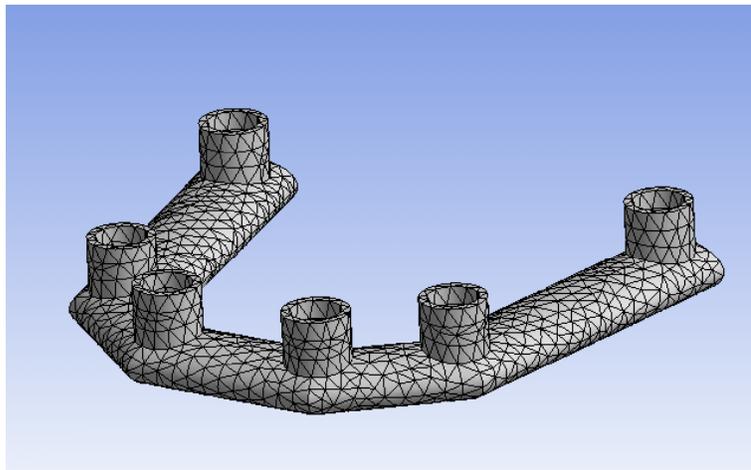


Figura 3.22: Malla estructura con sección transversal elíptica.

En la tabla 3.8 se detalla el número de nodos y elementos para cada estructura, y en las figuras 3.23 , 3.24, 3.25, 3.26, 3.27, 3.28 y 3.29 se muestran los gráficos estadísticos correspondientes a la calidad de los elementos de cada estructura.

Tabla 3.8: Número de nodos y elementos para cada estructura.

Tipo de sección Transversal	Dimensiones [mm]		Nodos	Elementos	
Circular	Diámetro				
		3	10786	5863	
		4	13563	7923	
		5	19275	11832	
Elíptica	Semieje a	Semieje b			
		1,5	3	16229	9510
		3	1,5	15365	8642
		2	4	25330	15759
		4	2	23706	14742

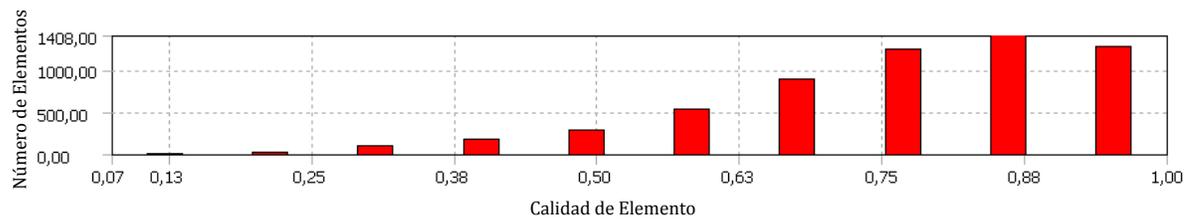


Figura 3.23: Calidad de elementos para estructura con sección transversal circular de diámetro 3 [mm].

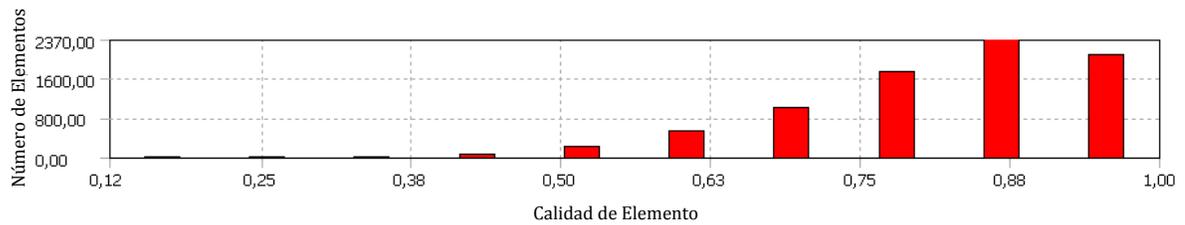


Figura 3.24: Calidad de elementos para estructura con sección transversal circular de diámetro 4 [mm].

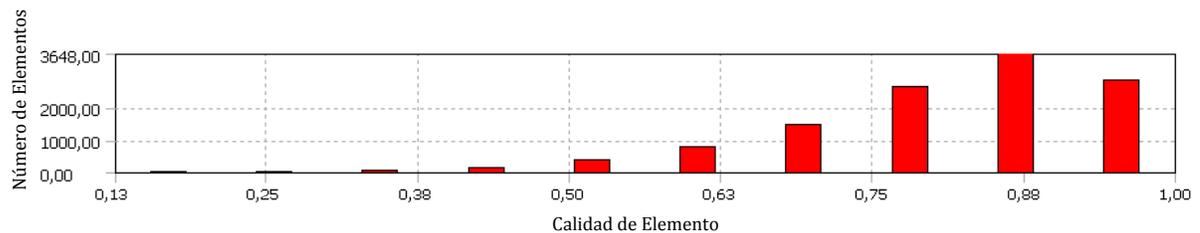


Figura 3.25: Calidad de elementos para estructura con sección transversal circular de diámetro 5 [mm].

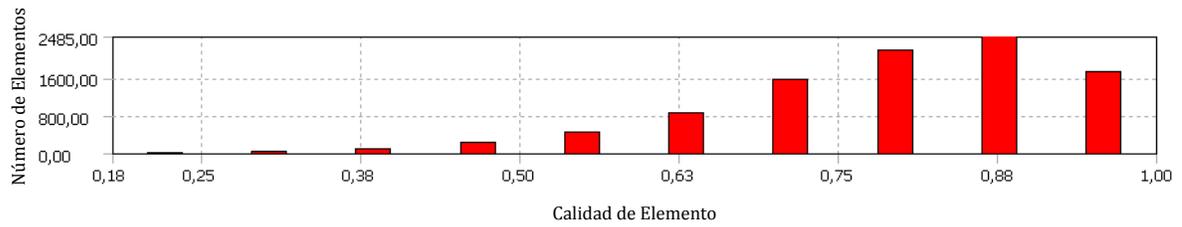


Figura 3.26: Calidad de elementos para estructura con sección transversal elíptica de semieje a 1,5 [mm] y semieje b 3 [mm].

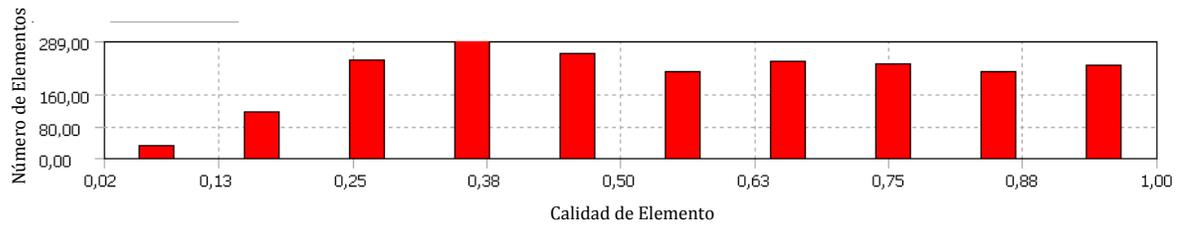


Figura 3.27: Calidad de elementos para estructura con sección transversal elíptica de semieje a 3 [mm] y semieje b 1.5 [mm].

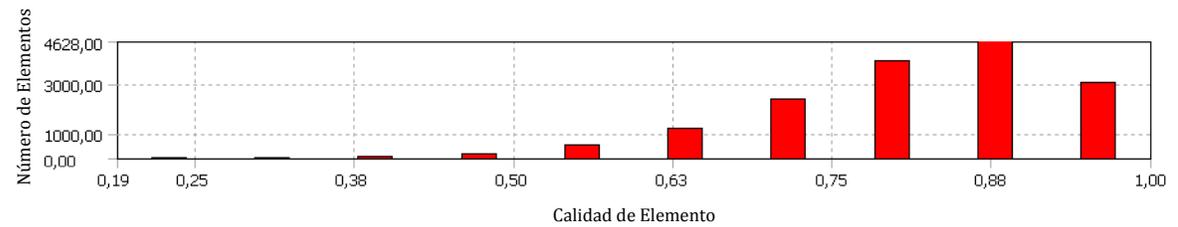


Figura 3.28: Calidad de elementos para estructura con sección transversal elíptica de semieje a 2 [mm] y semieje b 4 [mm].

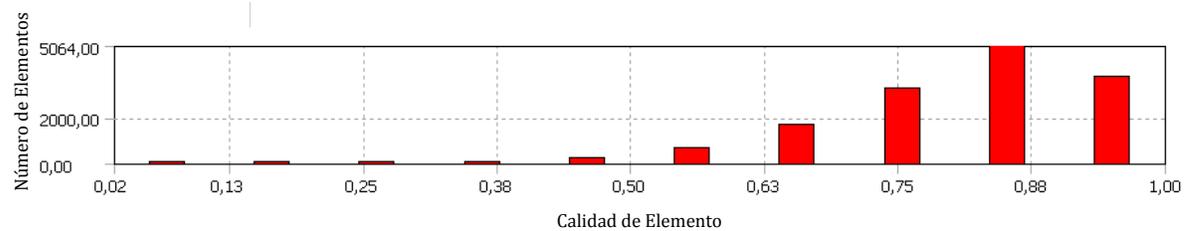


Figura 3.29: Calidad de elementos para estructura con sección transversal elíptica de semieje a 4 [mm] y semieje b 2 [mm].

3.5. Modelación de Conjunto

Para modelar en conjunto todos los elementos descritos anteriormente, es necesario tener en cuenta diferentes factores, como la relación de contacto entre los diferentes elementos, las cargas que actúan sobre

el sistema, las condiciones de borde y algunas consideraciones en el mallado al tratarse de cuerpos en contacto. En la figura 3.30 se muestra el conjunto completo formado por el maxilar superior, los implantes, y la estructura.

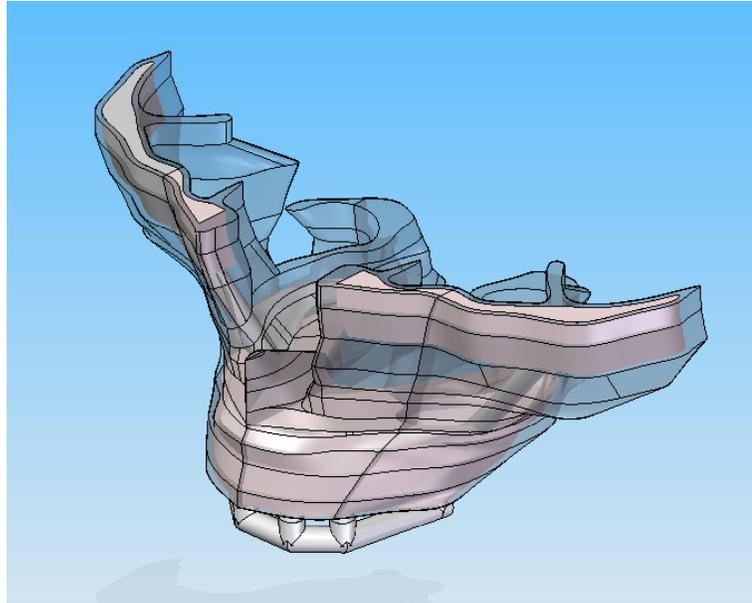


Figura 3.30: Conjunto en Solid Edge (Modelo heterogéneo ortotrópico).

3.5.1. Contactos

Para el modelo se consideraron dos tipos de configuraciones de contacto ofrecidas por ANSYS:

- Bonded: Si las regiones de contacto están *Bonded*, no se permite el deslizamiento o separación entre las superficies o bordes de contacto. Este tipo de contacto permite una solución lineal debido a que el área/longitud no cambia durante la aplicación de las cargas.
- Frictional: En esta configuración dos caras en contacto pueden tener esfuerzos de corte, debido al roce entre ambas caras hasta cierta magnitud a través de su interfaz antes de que estas deslicen (este estado se denomina "*sticking*"). El modelo define un esfuerzo de corte equivalente a la cual comienza el deslizamiento relativo como una fracción de la presión de contacto. A diferencia de la configuración anterior, este tipo de contacto produce una solución no lineal, debido a que cuando se produce deslizamiento el área cambia durante la aplicación de la carga. Para este tipo de contacto es necesario definir un coeficiente de roce, para todos los casos a simular en el modelo se usa un valor de coeficiente de roce de Coulomb $\mu = 0,3$ [4].

En la tabla 3.9 se especifican que tipo de configuración se utilizan para cada uno de estos contactos.

Tabla 3.9: Tipos de contacto para diferentes regiones.

Contacto	Tipo
Hueso-Hueso	Bonded
Hueso-Implante	Frictional
Implante-Estructura	Bonded

3.5.2. Malla

Al considerar todos los elementos del sistema en uno solo, es necesario modificar la malla individual que se generó para cada cuerpo, utilizando la herramienta de ANSYS *contact sizing*, la cual refina las zonas de contacto con el objetivo de disminuir la penetración inicial. Este es un factor relevante para el modelo, ya que se busca tener una penetración pequeña en comparación con los desplazamientos producidos, lo cual indica que esta penetración es despreciable. En la figura 3.31 se muestra la malla del conjunto de uno de los casos a modelar.

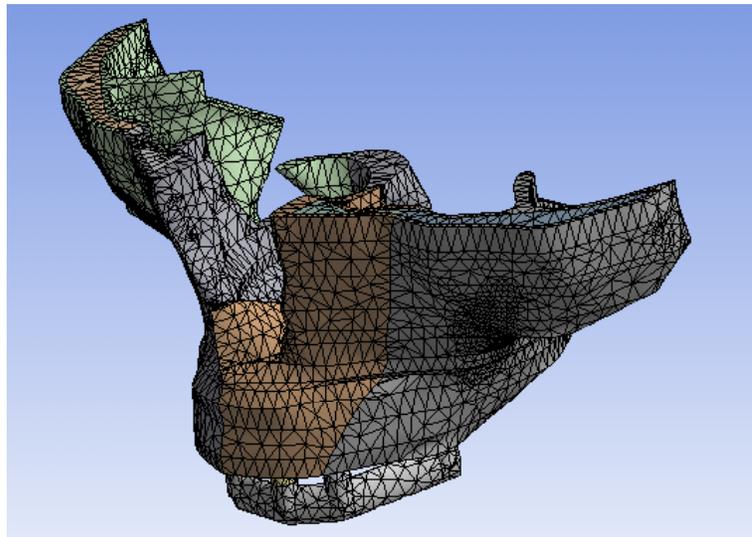


Figura 3.31: Malla del conjunto (Modelo heterogéneo ortotrópico).

3.5.3. Condiciones de Borde y Cargas

Como condición de borde para todos los casos simulados, se estableció el desplazamiento igual a cero en todas las direcciones de la cara superior del maxilar, tal como se muestra en la figura 3.32

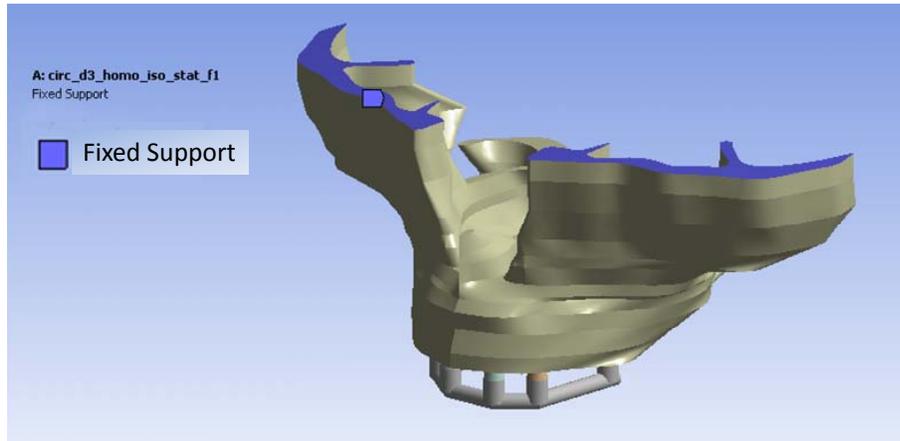


Figura 3.32: Condiciones de borde

Las cargas aplicadas al sistema fueron simétricas y estáticas, es decir, en un estado en el que las posiciones relativas de los subsistemas no varían con el tiempo. Las cargas corresponden a fuerzas puntuales con una magnitud en cada dirección definida en la tabla 3.10[9], estas fuerzas fueron aplicadas sobre las barras en tres posiciones diferentes. En la posición que se muestra en la figura 3.33 se representa una masticación con los molares, en la posición de la figura 3.34 se representa una masticación con los incisivos y en la posición de la figura 3.35 se representa una masticación con los caninos. Sólo para el modelo de hueso homogéneo isotrópico se consideró estas tres ubicaciones para las fuerzas, para los tres modelos restantes se utilizó la posición de las fuerzas en el punto en el que se obtuvieron mayores micromovimientos.

Tabla 3.10: Magnitudes de fuerzas aplicadas.

Dirección Fuerza	Magnitud Fuerza [N]
x	20
y	250
z	25

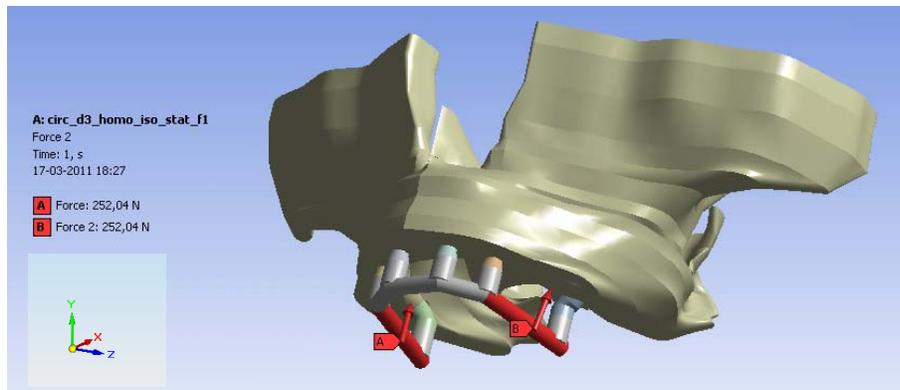


Figura 3.33: Fuerzas simulando masticación con molares

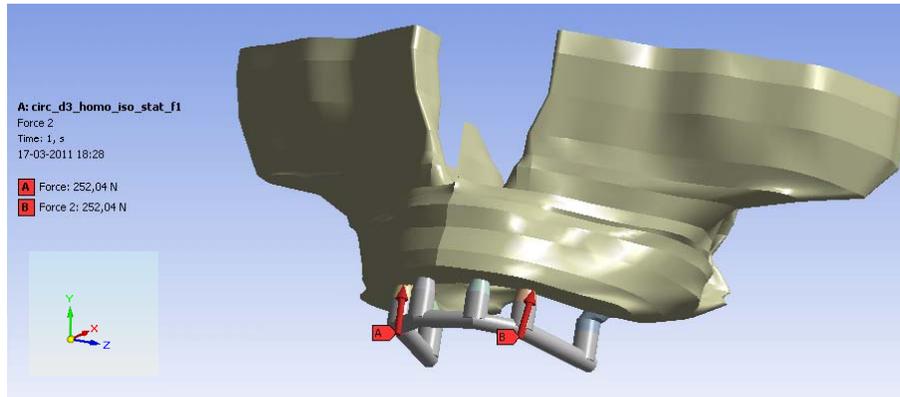


Figura 3.34: Fuerzas simulando masticación con caninos

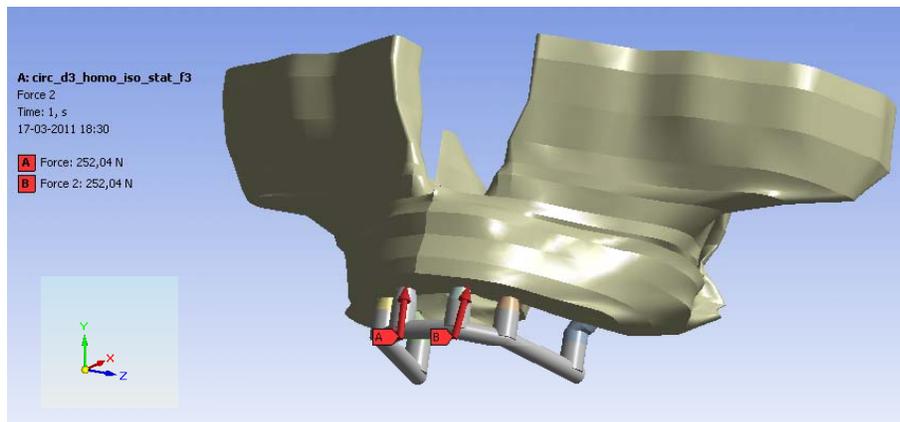


Figura 3.35: Fuerzas simulando masticación con incisivos

3.6. Post Procesamiento

Para el Post Procesamiento el resultado de mayor interés es el micromovimiento, pero además interesan resultados como los esfuerzos, deformaciones y desplazamientos.

3.6.1. Micromovimiento

Como se mencionó en el capítulo de antecedentes, el micromovimiento es el desplazamiento relativo entre el hueso del maxilar superior y los implantes. Para efectos de la modelación, el micromovimiento se mide como el deslizamiento máximo entre las dos superficies en contacto, es decir, se desprecia el efecto de la penetración y/o separación. En la figura 3.36 muestra un esquema de la medición del micromovimiento.

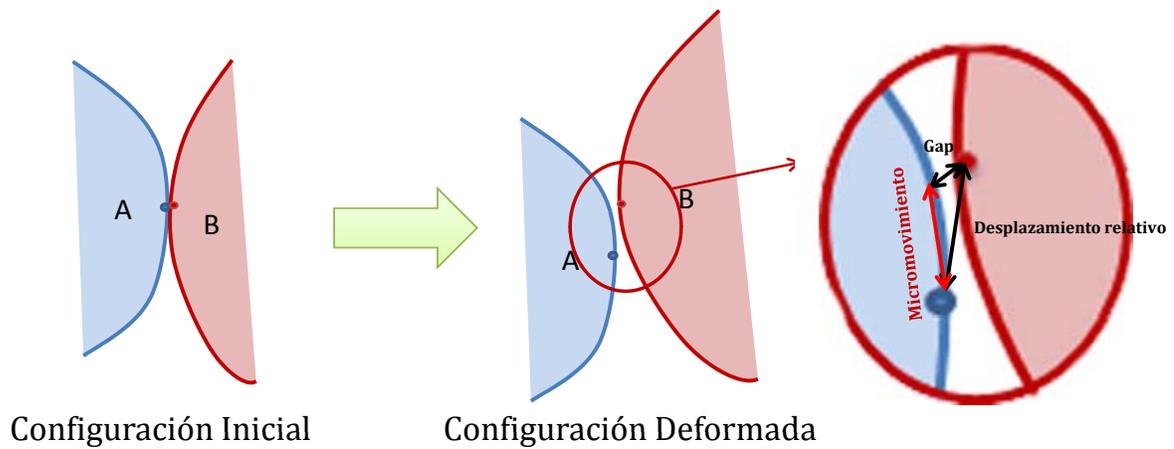


Figura 3.36: Esquema de modelación del micromovimiento.

3.6.2. Otros resultados

Como se mencionó anteriormente, además del micromovimiento interesan resultados de esfuerzos, deformaciones y desplazamientos, los que fueron obtenidos para cada elemento del conjunto. Para los elementos metálicos (implantes y estructuras) se consideró el esfuerzo de von Mises por tratarse de materiales dúctiles; en cambio para el hueso del maxilar superior se consideró el primer esfuerzo principal, por considerarse un material frágil[3].

Capítulo 4

Resultados

4.1. Verificación de Resultados

El primer resultado a analizar fue la penetración, esto tiene el objetivo de demostrar que este valor en las superficies de contacto es menor que los desplazamientos obtenidos y por tanto despreciable. Las figuras 4.1, 4.2, 4.3 y 4.4 corresponden a gráficos de desplazamientos y penetraciones máximas en los implantes estándar y cigomáticos en función de la sección transversal de la estructura para todos los modelos de maxilar utilizados. Para los gráficos y tablas presentados a partir de este capítulo en adelante se utilizará la notación que se muestra en la tabla 4.1 para las diferentes secciones transversales.

En el caso que se obtuvieran penetraciones considerables, la forma de mejorar este problema es refinar la malla en las superficies de contacto. Además puede ser necesario revisar que el modelo CAD no tenga interferencia.

Tabla 4.1: Notación para secciones transversales.

Tipo de sección transversal	Dimensiones [mm]		Notación
Circular	Diámetro		
	3		d3
	4		d4
	5		d5
Elíptica	Eje a	Eje b	
	3	6	a3b6
	6	3	a6b3
	4	8	a4b8
	8	4	a8b4

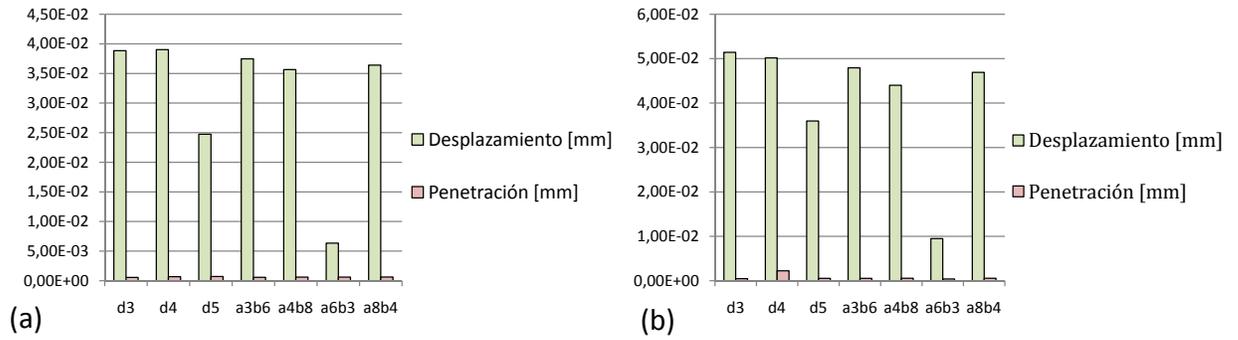


Figura 4.1: Desplazamientos y penetraciones máximas en los implantes para diferentes secciones transversales en modelo de maxilar homogéneo isotrópico a) implantes estándar b) implantes cigomáticos.

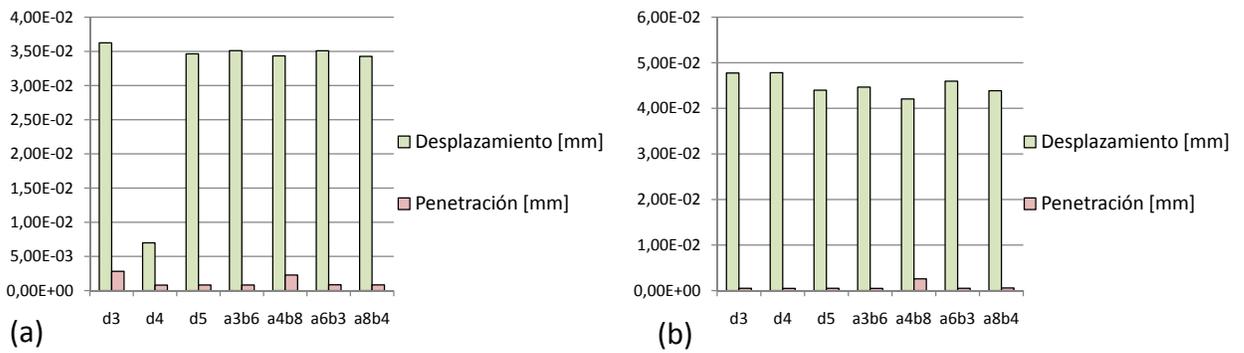


Figura 4.2: Desplazamientos y penetraciones máximas en los implantes para diferentes secciones transversales homogéneo ortotrópico a) implantes estándar b) implantes cigomáticos.

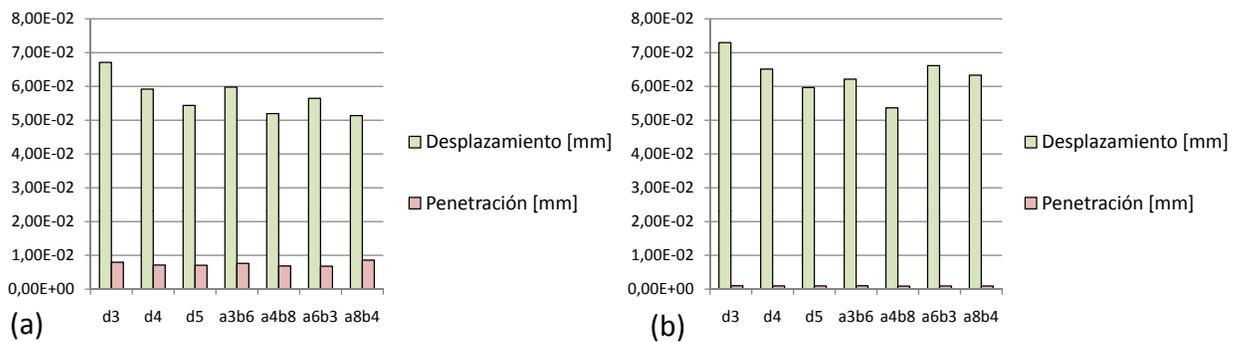


Figura 4.3: Desplazamientos y penetraciones máximas en los implantes para diferentes secciones transversales en modelo de maxilar heterogéneo isotrópico a) implantes estándar b) implantes cigomáticos.

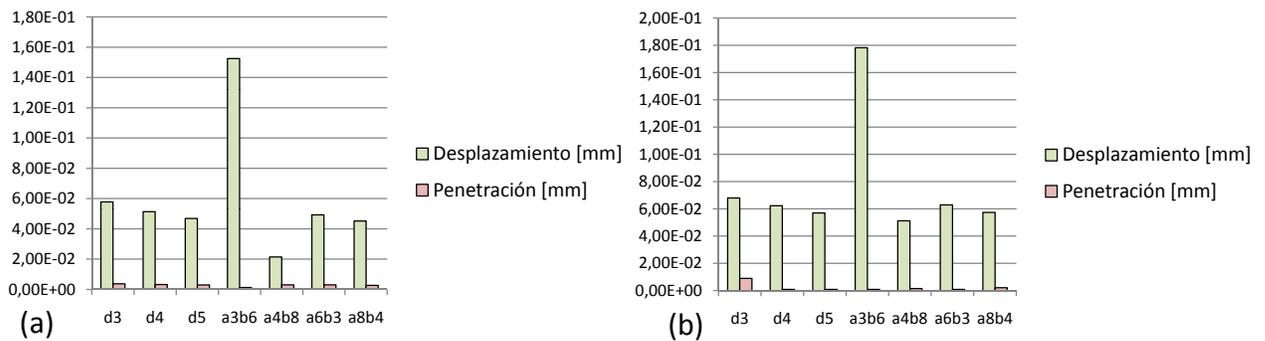


Figura 4.4: Desplazamientos y penetraciones máximas en los implantes para diferentes secciones transversales heterogéneo ortotrópico a) implantes estándar b) implantes cigomáticos.

4.2. Modelo de Maxilar Superior Homogéneo Isotrópico

Este modelo de maxilar consiste sólo en un material con propiedades elásticas isotrópicas correspondientes al hueso cortical, los valores que se presentan en este capítulo corresponden a los valores máximos obtenidos. Las figuras presentadas para este modelo, tanto de micromovimiento como el resto de los resultados, corresponden al caso de una sección transversal circular de diámetro 5[mm] con las fuerzas ubicadas en la zona de los incisivos. Los resultados presentados para los tres primeros modelos corresponden a simulaciones con la estructura de Titanio, en el cuarto modelo (heterogéneo ortotrópico) se verá la influencia de cambiar el material a una aleación de Cobalto Cromo.

4.2.1. Micromovimiento

En la figura 4.5 se muestra el estado de los contactos en los implantes estándar se observa que la gran mayoría de las superficies en contacto están en un estado de deslizamiento (sliding) o están en un estado de “sticking”, esto último quiere decir que los esfuerzos generados por las cargas no sobrepasan los esfuerzos de corte debido al roce. Las figuras presentadas para este modelo, tanto de micromovimiento como el resto de los resultados, corresponden al caso de una sección transversal circular de diámetro 5[mm] con las fuerzas ubicadas en la zona de los incisivos. El límite para el valor del micromovimiento que se definió en el capítulo de antecedentes es de 150 [μm].

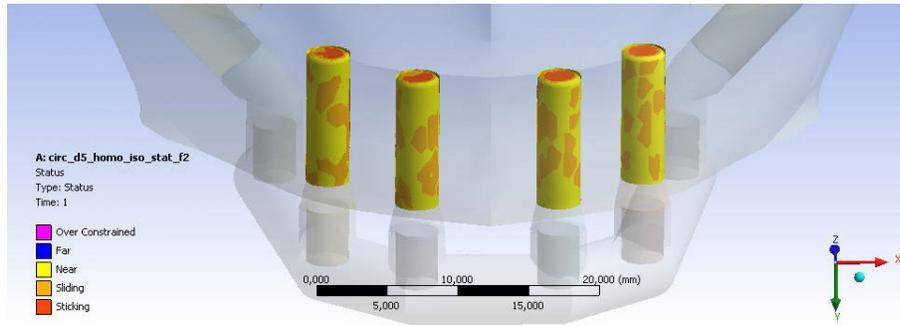


Figura 4.5: Condición de superficies de contacto en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

En la figura 4.6 se muestra la distancia de deslizamiento o micromovimiento.

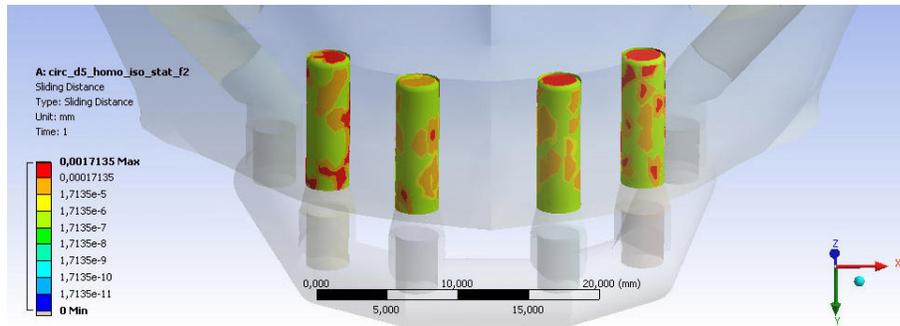


Figura 4.6: Distancia de deslizamiento en superficies de contacto en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

De forma similar a lo presentado en las figuras anteriores, en las figuras 4.7 y 4.8 se muestra el estado de contactos y la distancia de deslizamiento para implantes cigomáticos respectivamente.

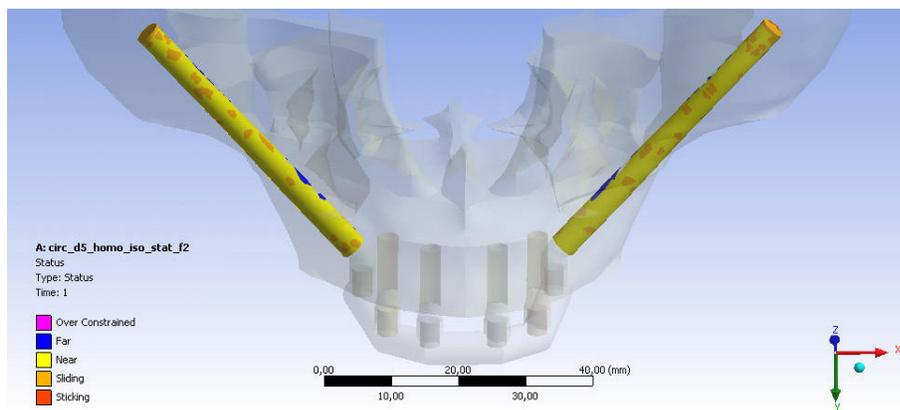


Figura 4.7: Condición de superficies de contacto en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

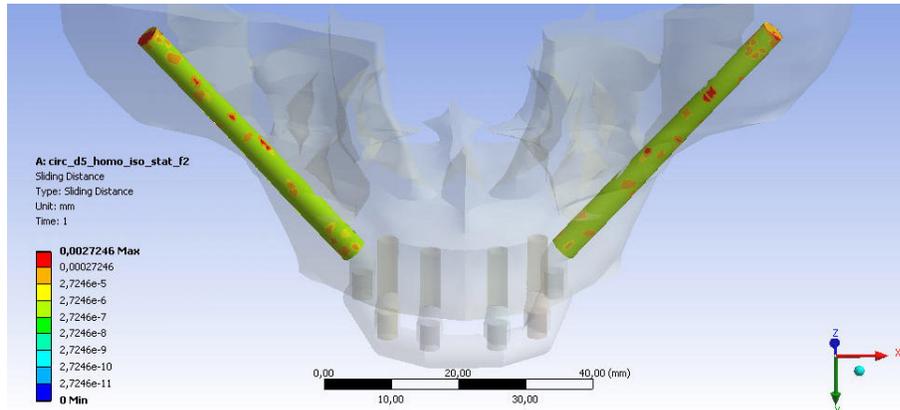


Figura 4.8: Distancia de deslizamiento en superficies de contacto en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

En la tabla 4.2 se muestran los resultados de micromovimientos máximos obtenidos para todas las secciones transversales con las fuerzas ubicadas en la zona molar.

Tabla 4.2: Resultados de micromovimientos con cargas aplicadas en la zona molar para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

Sección Transversal	Micromovimiento en Implante Estándar [μm]	Micromovimiento en Implante Cigomático [μm]
d3	0,99	4,34
d4	0,91	4,12
d5	1,05	3,94
a3b6	1,00	4,37
a4b8	0,97	4,32
a6b3	0,87	2,90
a8b4	1,08	4,43

En la tabla 4.3 se muestran los resultados de micromovimientos máximos obtenidos para todas las secciones transversales con las fuerzas ubicadas en la zona de los caninos.

Tabla 4.3: Resultados de micromovimiento con cargas aplicadas en la zona de los caninos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

Sección Transversal	Micromovimiento en Implante Estándar [μm]	Micromovimiento en Implante Cigomático [μm]
d3	2,63	3,02
d4	1,88	2,85
d5	1,71	2,72
a3b6	2,48	2,90
a4b8	2,04	2,91
a6b3	1,54	2,99
a8b4	1,32	2,95

En la tabla 4.4 se muestran los resultados de micromovimiento obtenidos para todas las secciones transversales con las fuerzas ubicadas en la zona de los incisivos.

Tabla 4.4: Resultados de micromovimiento con cargas aplicadas en la zona de los incisivos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

Sección Transversal	Micromovimiento en Implante Estándar [μm]	Micromovimiento en Implante Cigomático [μm]
d3	1,58	2,65
d4	1,93	2,59
d5	1,47	2,49
a3b6	1,54	2,62
a4b8	1,36	2,61
a6b3	1,35	2,66
a8b4	1,17	2,62

4.2.2. Desplazamientos

En las figuras 4.9, 4.10, 4.11 y 4.12 se muestran los desplazamientos obtenidos en los implantes estándar, implantes cigomáticos, maxilar y estructura respectivamente. Estos desplazamientos corresponden a la magnitud del desplazamiento, calculada con la norma del vector de desplazamiento.

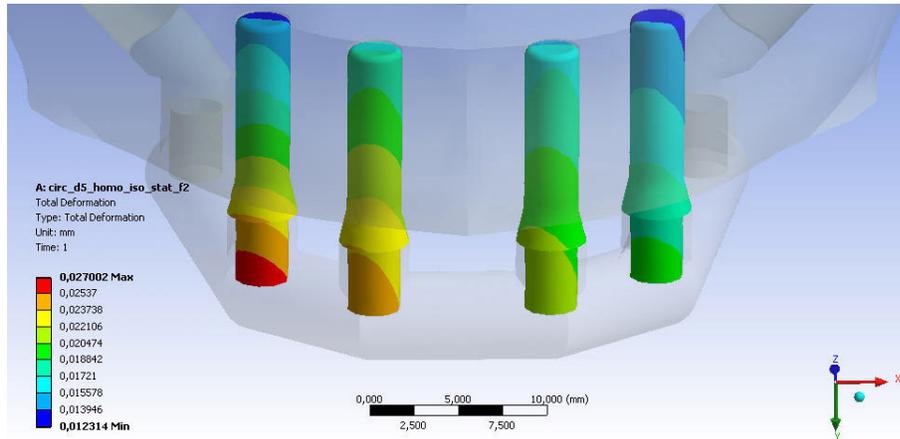


Figura 4.9: Desplazamientos en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

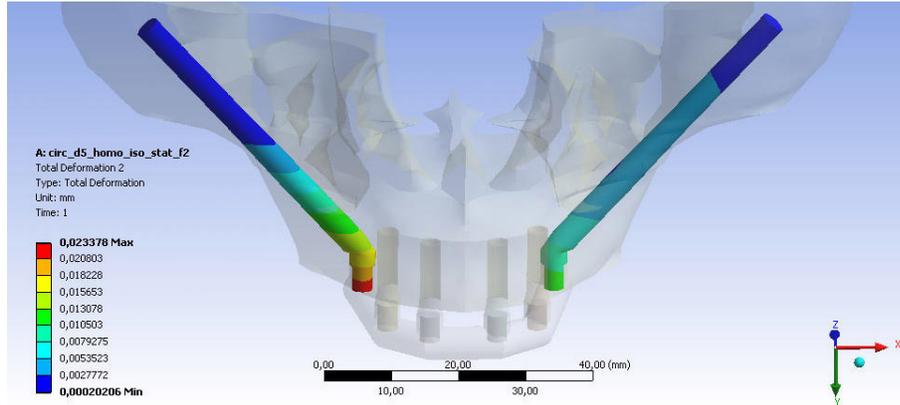


Figura 4.10: Desplazamientos en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

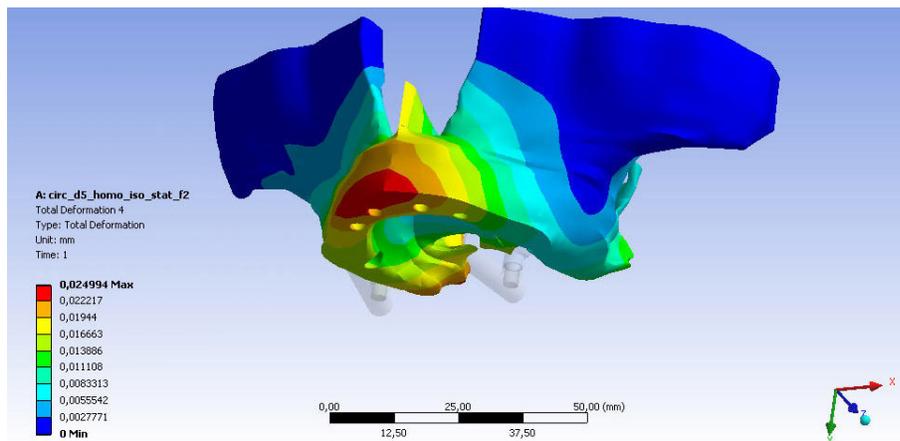


Figura 4.11: Desplazamientos en maxilar para modelo homogéneo isotrópico.

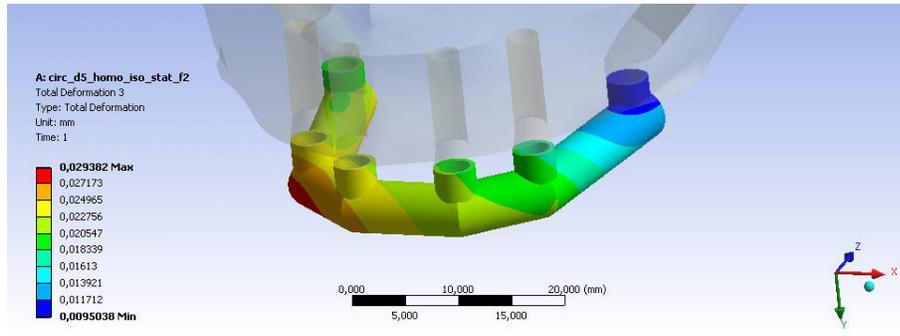


Figura 4.12: Desplazamientos en estructura para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

En la tabla 4.5 se muestran los resultados de desplazamientos obtenidos para todas las secciones transversales con las fuerzas ubicadas en la zona molar.

Tabla 4.5: Resultados de desplazamientos con cargas aplicadas en la zona molar para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

Sección Transversal	Desplazamiento en Implante Estándar [μm]	Desplazamiento en Implante Cigomático [μm]	Desplazamiento en Maxilar [μm]	Desplazamiento en Estructura [μm]
d3	38,84	51,41	58,10	53,37
d4	39,02	50,15	59,54	52,44
d5	24,73	35,96	38,39	37,97
a3b6	37,46	47,92	56,23	49,69
a4b8	35,65	43,99	53,40	45,98
a6b3	6,34	9,47	7,80	3,99
a8b4	36,40	46,91	56,12	51,12

En la tabla 4.6 se muestran los resultados de desplazamientos obtenidos para todas las secciones transversales con las fuerzas ubicadas en la zona de los caninos.

Tabla 4.6: Resultados de desplazamientos con cargas aplicadas en la zona de los caninos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

Sección Transversal	Desplazamiento en Implante Estándar [μm]	Desplazamiento en Implante Cigomático [μm]	Desplazamiento en Maxilar [μm]	Desplazamiento en Estructura [μm]
d3	14,28	8,35	14,05	15,53
d4	13,76	16,53	19,19	15,07
d5	27,00	23,37	24,99	29,38
a3b6	13,71	8,15	14,58	15,89
a4b8	13,19	8,02	15,16	2,88
a6b3	13,02	8,32	14,75	14,43
a8b4	12,44	8,18	15,14	13,49

En la tabla 4.7 se muestran los resultados de desplazamientos obtenidos para todas las secciones transversales con las fuerzas ubicadas en la zona de los incisivos.

Tabla 4.7: Resultados de desplazamientos con cargas aplicadas en la zona de los incisivos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

Sección Transversal	Desplazamiento en Implante Estándar [μm]	Desplazamiento en Implante Cigomático [μm]	Desplazamiento en Maxilar [μm]	Desplazamiento en Estructura [μm]
d3	32,18	21,31	31,39	34,01
d4	31,47	20,47	30,07	33,68
d5	48,37	41,90	44,93	52,41
a3b6	31,86	21,54	30,95	34,86
a4b8	31,25	21,42	30,24	34,90
a6b3	31,35	21,13	30,26	34,02
a8b4	30,56	21,12	29,45	33,84

4.2.3. Deformaciones

En las figuras 4.13, 4.14, 4.15 y 4.16 se muestran las deformaciones obtenidas en los implantes estándar, implantes cigomáticos, maxilar y estructura respectivamente. Esta deformación corresponde a la equivalente de von Mises o deviatorica en el caso de los implantes y estructura de unión. Para el maxilar corresponde a la primera deformación principal.

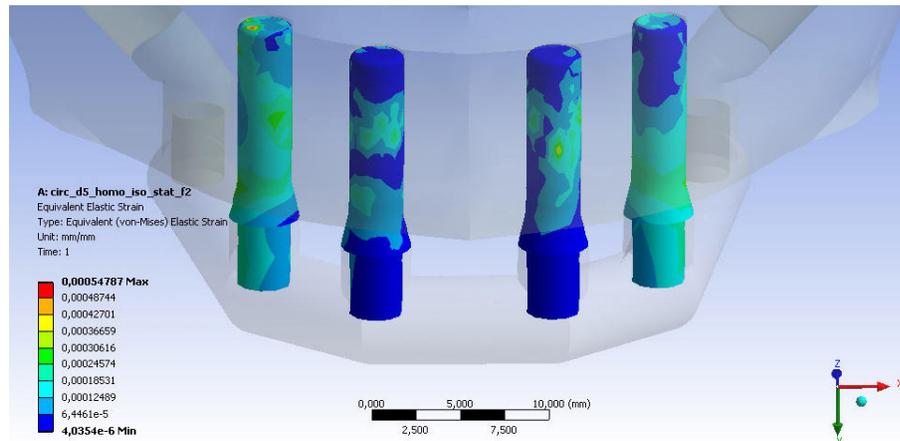


Figura 4.13: Deformaciones en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

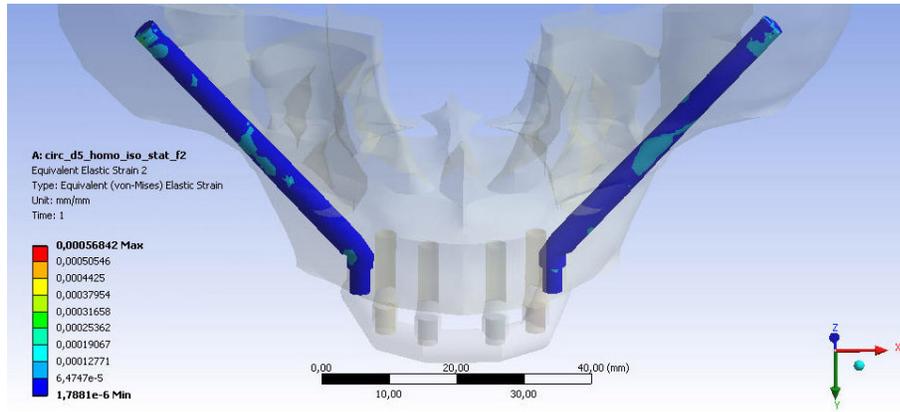


Figura 4.14: Deformaciones en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

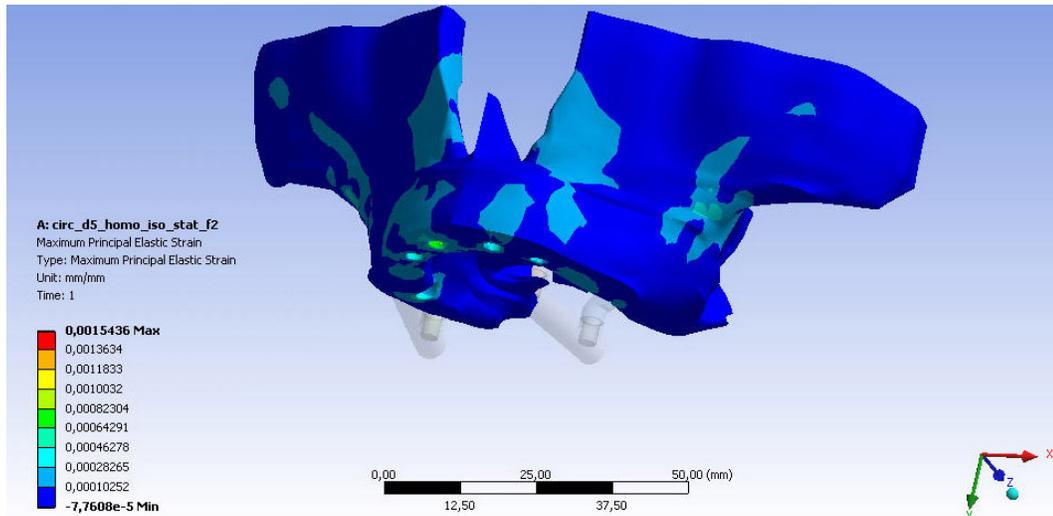


Figura 4.15: Deformaciones en maxilar para modelo homogéneo isotrópico.

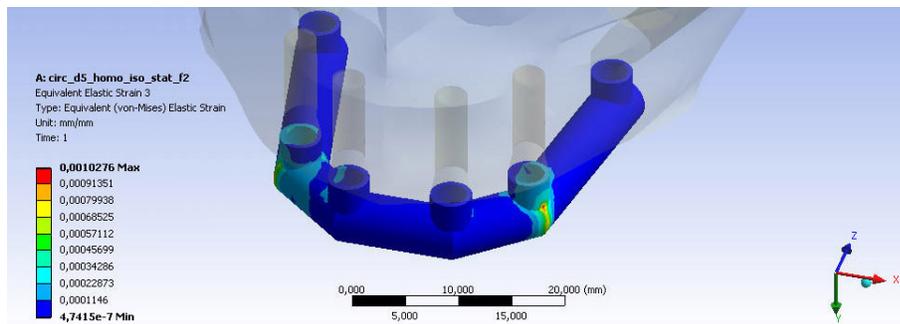


Figura 4.16: Deformaciones en estructura para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

En la tabla 4.8 se muestran los resultados de deformaciones obtenidas para todas las secciones

transversales con las fuerzas ubicadas en la zona molar.

Tabla 4.8: Resultados de deformaciones con cargas aplicadas en la zona molar para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

Sección Transversal	Deformación en Implante Estándar	Deformación en Implante Cigomático	Deformación en Maxilar	Deformación en Estructura
d3	4,60E-04	6,32E-04	1,93E-03	9,22E-04
d4	3,78E-04	1,09E-03	4,30E-03	5,79E-04
d5	4,56E-04	6,03E-04	1,54E-03	4,05E-04
a3b6	4,40E-04	6,48E-04	1,51E-03	5,89E-04
a4b8	4,21E-04	6,34E-04	1,50E-03	4,32E-04
a6b3	2,17E-03	2,41E-03	1,11E-03	5,21E-04
a8b4	4,32E-04	6,39E-04	1,51E-03	4,70E-04

En la tabla 4.9 se muestran los resultados de deformaciones obtenidas para todas las secciones transversales con las fuerzas ubicadas en la zona de los caninos.

Tabla 4.9: Resultados de deformaciones con cargas aplicadas en la zona de los caninos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

Sección Transversal	Deformación en Implante Estándar	Deformación en Implante Cigomático	Deformación en Maxilar	Deformación en Estructura
d3	6,44E-04	5,84E-04	1,55E-03	1,31E-03
d4	4,28E-04	1,13E-03	4,37E-03	1,12E-03
d5	4,48E-04	5,68E-04	1,54E-03	1,03E-03
a3b6	6,01E-04	6,00E-04	1,52E-03	8,40E-04
a4b8	5,46E-04	5,83E-04	1,51E-03	6,33E-04
a6b3	5,49E-04	6,31E-04	1,50E-03	9,34E-04
a8b4	5,12E-04	5,88E-04	1,53E-03	1,03E-03

En la tabla 4.10 se muestran los resultados de deformaciones obtenidas para todas las secciones transversales con las fuerzas ubicadas en la zona de los incisivos.

Tabla 4.10: Resultados de deformaciones con cargas aplicadas en la zona de los incisivos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

Sección Transversal	Deformación en Implante Estándar	Deformación en Implante Cigomático	Deformación en Maxilar	Deformación en Estructura
d3	5,01E-04	5,72E-04	1,65E-03	1,28E-03
d4	3,82E-04	1,15E-03	4,40E-03	1,10E-03
d5	4,59E-04	5,58E-04	1,62E-03	8,61E-04
a3b6	4,87E-04	5,88E-04	1,62E-03	9,98E-04
a4b8	4,60E-04	5,72E-04	1,59E-03	9,07E-04
a6b3	4,59E-04	6,16E-04	1,56E-03	7,31E-04
a8b4	4,60E-04	5,74E-04	1,58E-03	8,99E-04

4.2.4. Esfuerzos

En las figuras 4.17, 4.18, 4.19 y 4.20 se muestran los esfuerzos obtenidos en los implantes estándar, implantes cigomáticos, maxilar y estructura respectivamente. En el caso de los implantes y la estructura, los esfuerzos corresponden a los equivalentes de von Mises. Para el maxilar los esfuerzos corresponden al primer esfuerzo principal.

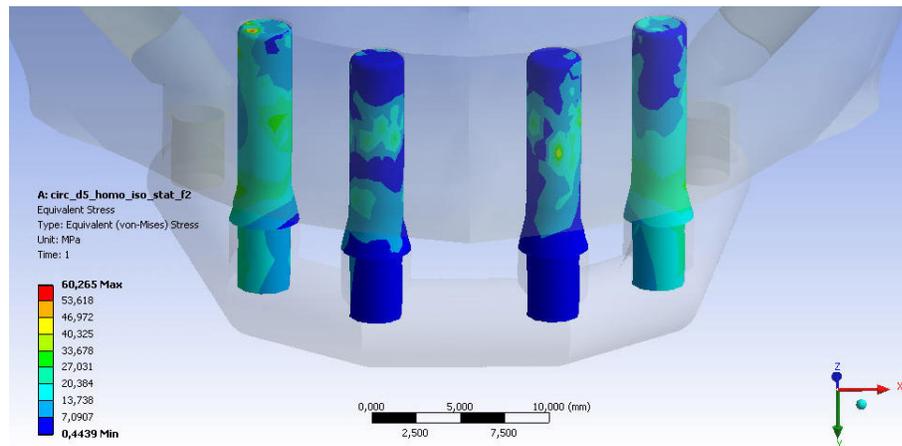


Figura 4.17: Esfuerzos de von Mises en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

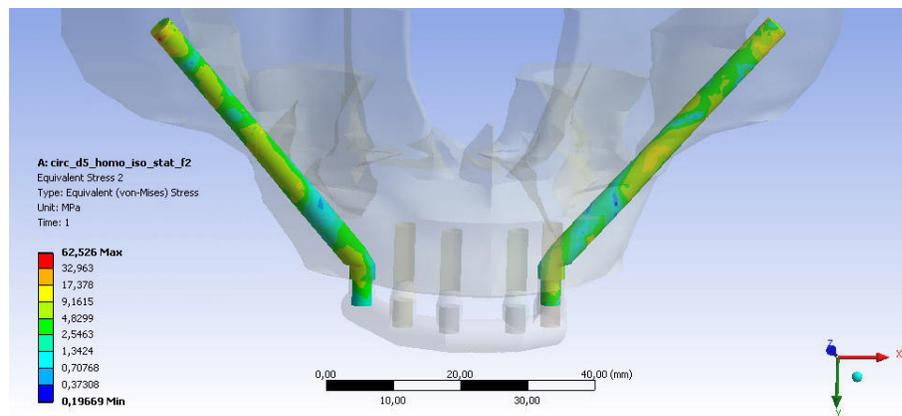


Figura 4.18: Esfuerzos de von Mises en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

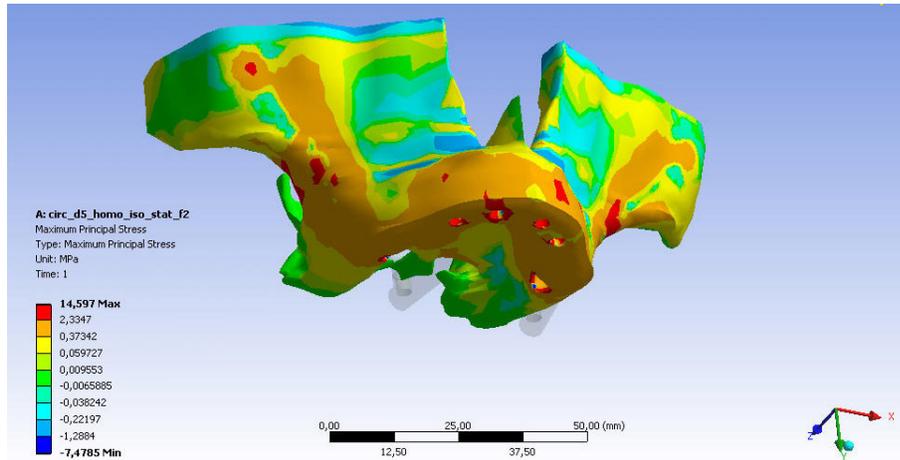


Figura 4.19: Primer esfuerzo principal en maxilar para modelo homogéneo isotrópico.

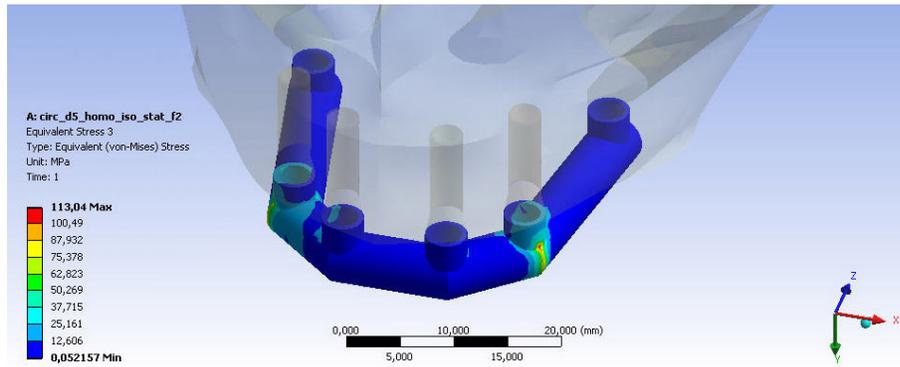


Figura 4.20: Esfuerzos de von Mises en estructura para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

En la tabla 4.11 se muestran los resultados de esfuerzos obtenidos para todas las secciones transversales con las fuerzas ubicadas en la zona molar.

Tabla 4.11: Resultados de esfuerzos con cargas aplicadas en la zona molar para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

Sección Transversal	Esfuerzo en Implante Estándar [MPa]	Esfuerzo en Implante Cigomático [MPa]	Esfuerzo en Maxilar [MPa]	Esfuerzo en Estructura [MPa]
d3	50,76	69,55	24,04	101,46
d4	41,63	120,26	51,03	63,24
d5	50,14	66,29	19,27	44,50
a3b6	48,44	71,32	17,99	64,80
a4b8	46,28	69,70	17,60	47,54
a6b3	238,69	264,58	103,63	57,31
a8b4	47,47	70,24	18,26	51,69

En la tabla 4.12 se muestran los resultados de esfuerzos obtenidos para todas las secciones transversales con las fuerzas ubicadas en la zona de los caninos.

Tabla 4.12: Resultados de esfuerzos con cargas aplicadas en la zona de los caninos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

Sección Transversal	Esfuerzo en Implante Estándar [MPa]	Esfuerzo en Implante Cigomático [MPa]	Esfuerzo en Maxilar [MPa]	Esfuerzo en Estructura [MPa]
d3	70,88	64,25	16,09	144,51
d4	47,13	124,80	51,81	123,29
d5	60,27	62,53	14,60	113,04
a3b6	66,08	66,02	15,86	92,41
a4b8	60,04	64,18	15,48	69,64
a6b3	60,39	69,36	15,36	102,74
a8b4	56,37	64,68	15,25	113,35

En la tabla 4.13 se muestran los resultados de esfuerzos obtenidos para todas las secciones transversales con las fuerzas ubicadas en la zona de los incisivos.

Tabla 4.13: Resultados de esfuerzos con cargas aplicadas en la zona de los incisivos para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

Sección Transversal	Esfuerzo en Implante Estándar [MPa]	Esfuerzo en Implante Cigomático [MPa]	Esfuerzo en Maxilar [MPa]	Esfuerzo en Estructura [MPa]
d3	55,08	62,97	15,61	140,40
d4	42,00	126,63	52,13	121,47
d5	50,53	61,41	14,13	94,71
a3b6	53,59	64,63	14,55	109,83
a4b8	50,57	62,87	15,09	99,79
a6b3	50,47	67,78	14,48	80,41
a8b4	50,58	63,19	14,93	98,89

4.3. Modelo de Maxilar Homogéneo Ortotrópico

Este modelo de maxilar considera un material elástico homogéneo, con las propiedades correspondientes al hueso cortical, pero a diferencia del modelo anterior, estas propiedades son ortotrópicas.

A partir de este modelo, los resultados presentados sólo corresponden a casos en donde las fuerzas se aplican en la zona molar.

Las figuras que se presentan como resultados de este modelo corresponden al caso de una sección elíptica de eje vertical 3 [mm] y horizontal 6 [mm].

4.3.1. Micromovimiento

En la figura 4.21 se muestra el estado de los contactos en los implantes estándar.

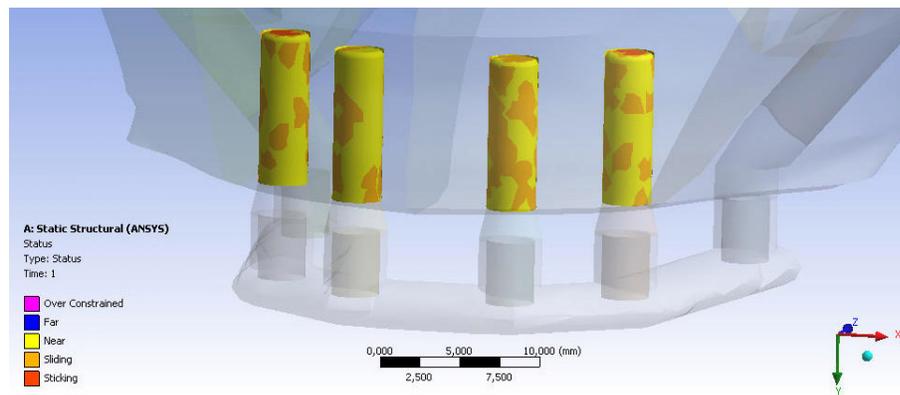


Figura 4.21: Condición de superficies de contacto en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

En la figura 4.22 se muestra la distancia de deslizamiento o micromovimiento.

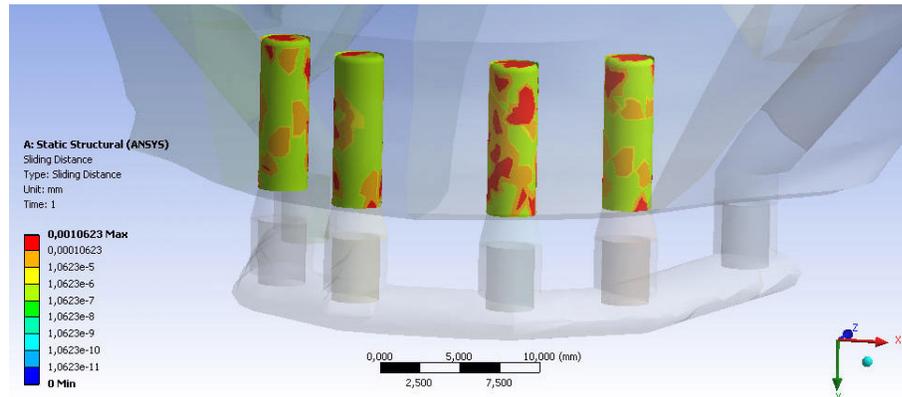


Figura 4.22: Distancia de deslizamiento en superficies de contacto en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

De forma similar a lo presentado en las figuras anteriores, en las figuras 4.23 y 4.24 se muestra el estado de contactos y la distancia de deslizamiento para implantes cigomáticos respectivamente.

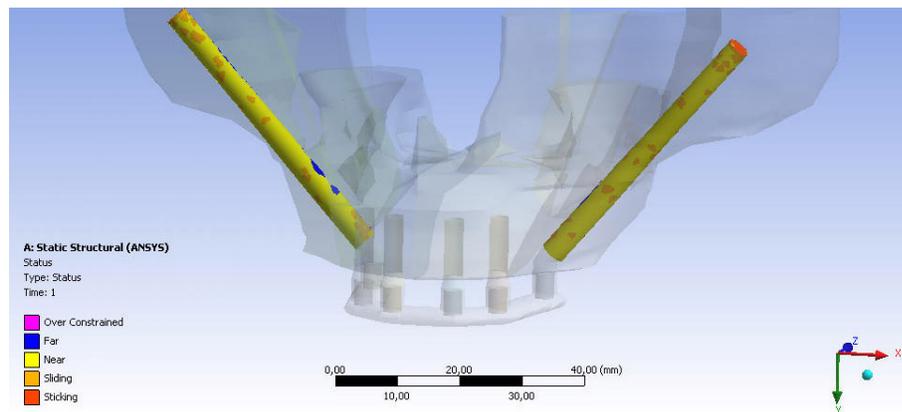


Figura 4.23: Condición de superficies de contacto en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

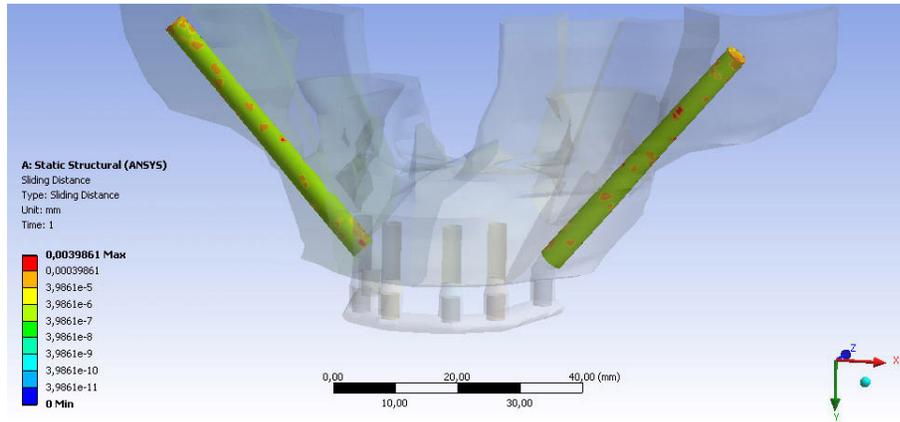


Figura 4.24: Distancia de deslizamiento en superficies de contacto en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

En la tabla 4.14 se muestran los resultados de micromovimiento obtenidos para todas las secciones transversales modeladas.

Tabla 4.14: Resultados de micromovimiento para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

Sección Transversal	Micromovimiento en Implante Estándar [μm]	Micromovimiento en Implante Cigomático [μm]
d3	2,39	3,94
d4	1,04	4,05
d5	1,04	4,03
a3b6	1,06	3,99
a4b8	1,15	1,47
a6b3	1,07	4,09
a8b4	4,01	0,72

4.3.2. Desplazamientos

En las figuras 4.25, 4.26, 4.27 y 4.28 se muestran los desplazamientos obtenidos en los implantes estándar, implantes cigomáticos, maxilar y estructura respectivamente.

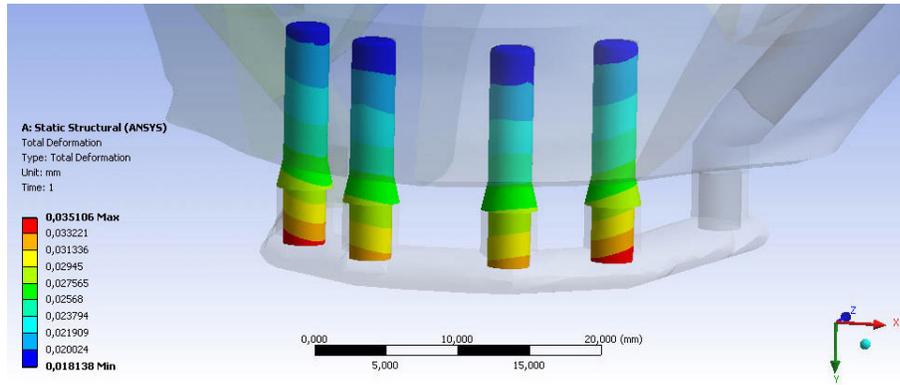


Figura 4.25: Desplazamientos en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

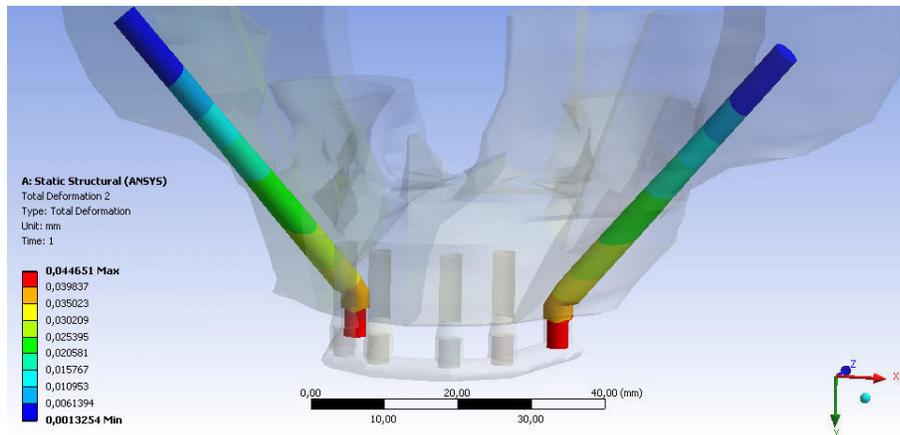


Figura 4.26: Desplazamientos en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

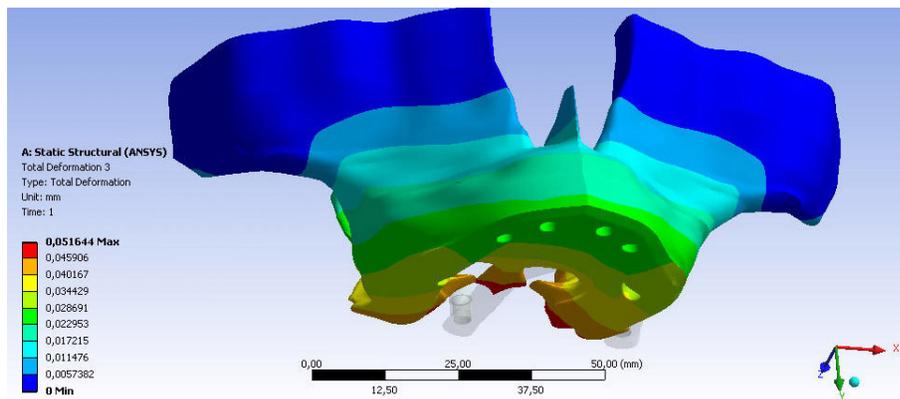


Figura 4.27: Desplazamientos en maxilar para modelo homogéneo ortotrópico.

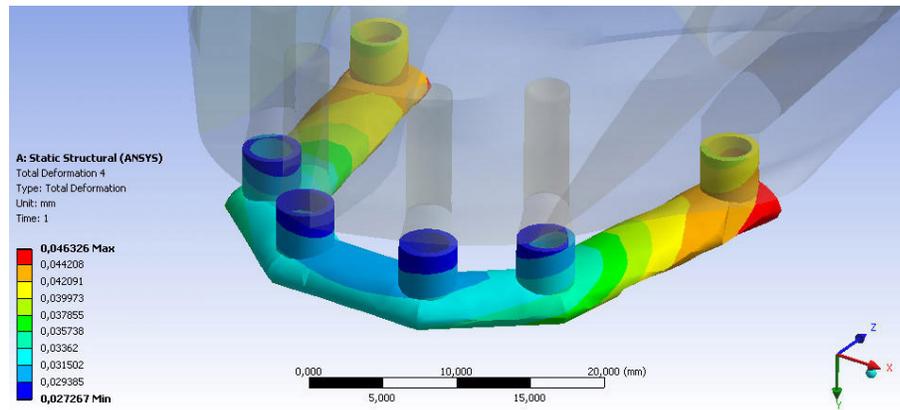


Figura 4.28: Desplazamientos en estructura para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

En la tabla 4.15 se muestran los resultados de desplazamientos obtenidos para las secciones transversales utilizadas.

Tabla 4.15: Resultados de desplazamientos para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

Sección Transversal	Desplazamiento en Implante Estándar [μm]	Desplazamiento en Implante Cigomático [μm]	Desplazamiento en Maxilar [μm]	Desplazamiento en Estructura [μm]
d3	36,25	47,74	53,26	49,58
d4	6,99	47,83	54,57	50,06
d5	34,64	43,98	51,55	46,35
a3b6	35,11	44,65	51,64	46,33
a4b8	34,35	42,05	51,39	43,92
a6b3	35,09	45,96	52,36	49,33
a8b4	34,27	43,88	51,68	47,76

4.3.3. Deformaciones

En las figuras 4.29, 4.30, 4.31 y 4.32 se muestran las deformaciones consideradas en la simulación. Esta deformación corresponde a la equivalente de von Mises o deviatorica en el caso de los implantes y estructura de unión. Para el maxilar corresponde a la primera deformación principal.

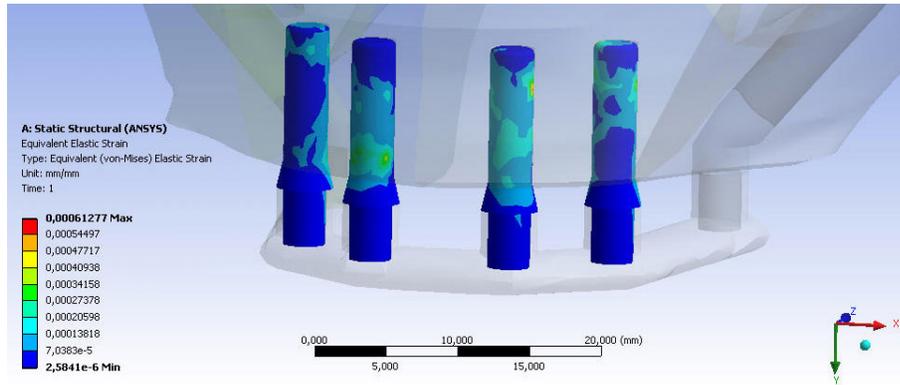


Figura 4.29: Deformaciones en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

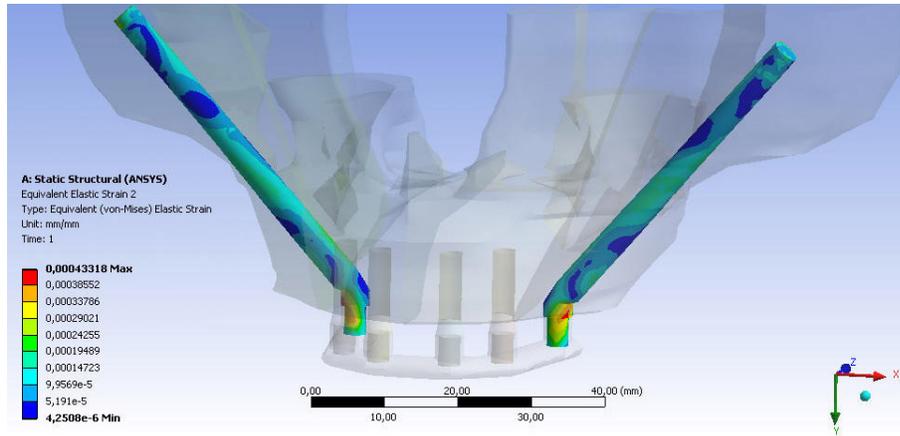


Figura 4.30: Deformaciones en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

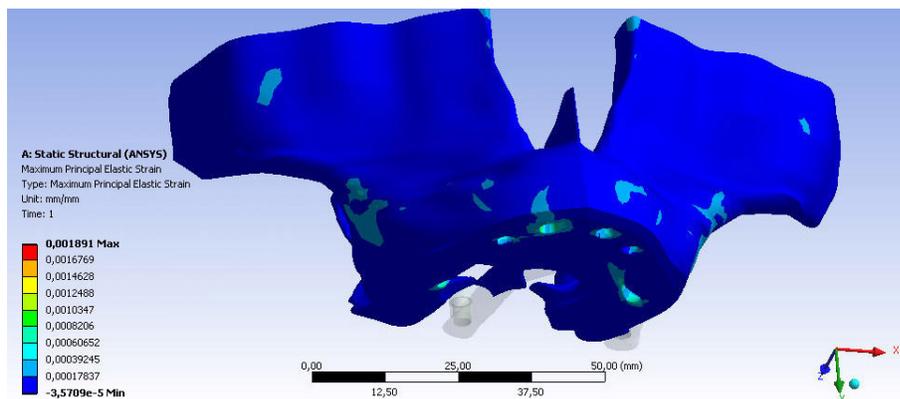


Figura 4.31: Deformaciones en maxilar para modelo homogéneo ortotrópico.

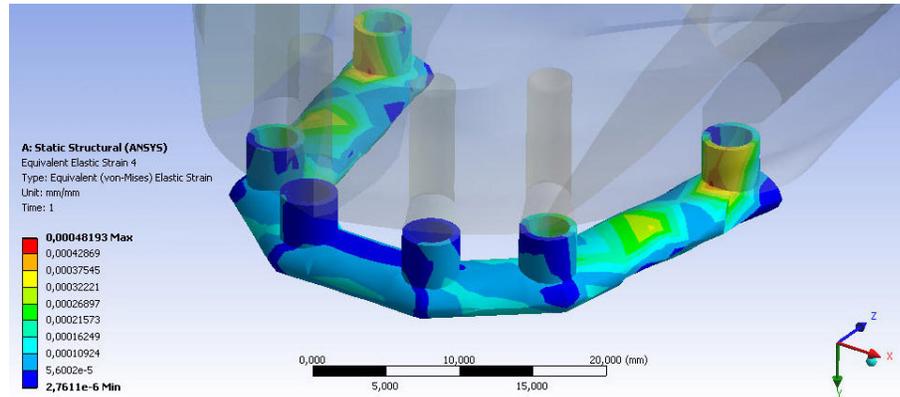


Figura 4.32: Deformaciones en estructura para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

En la tabla 4.16 se muestran los resultados de deformaciones obtenidas para todas las secciones transversales con las fuerzas ubicadas en la zona molar.

Tabla 4.16: Resultados de deformaciones para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

Sección Transversal	Deformación en Implante Estándar	Deformación en Implante Cigomático	Deformación en Maxilar	Deformación en Estructura
d3	1,00E-03	6,72E-04	1,89E-03	7,76E-04
d4	6,11E-04	4,18E-04	2,01E-03	4,51E-04
d5	6,18E-04	4,12E-04	1,91E-03	4,14E-04
a3b6	6,13E-04	4,33E-04	1,89E-03	4,82E-04
a4b8	1,48E-03	1,15E-03	4,71E-03	3,60E-04
a6b3	6,43E-04	6,96E-04	2,04E-03	4,49E-04
a8b4	6,26E-04	6,78E-04	1,84E-03	4,39E-04

4.3.4. Esfuerzos

En las figuras 4.33, 4.34, 4.35 y 4.36 se muestran los esfuerzos obtenidos en los implantes estándar, implantes cigomáticos, maxilar y estructura respectivamente. En el caso de los implantes y la estructura los esfuerzos corresponden a los equivalentes de von Mises. Para el maxilar los esfuerzos corresponden al primer esfuerzo principal.

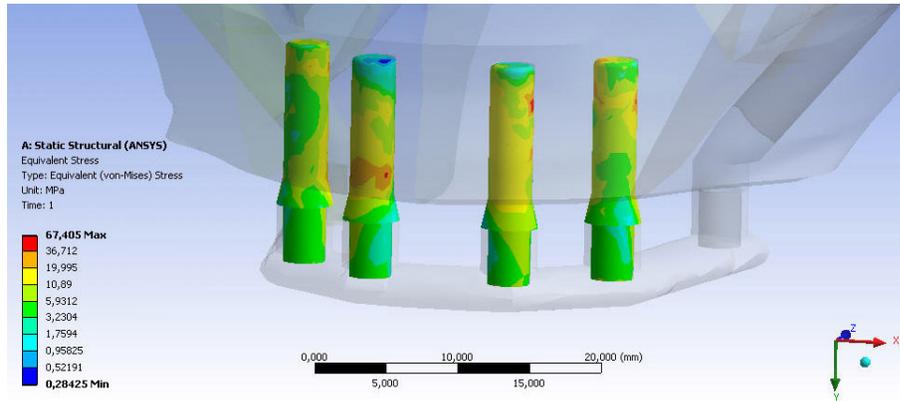


Figura 4.33: Esfuerzos de von Mises en implantes estándar para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

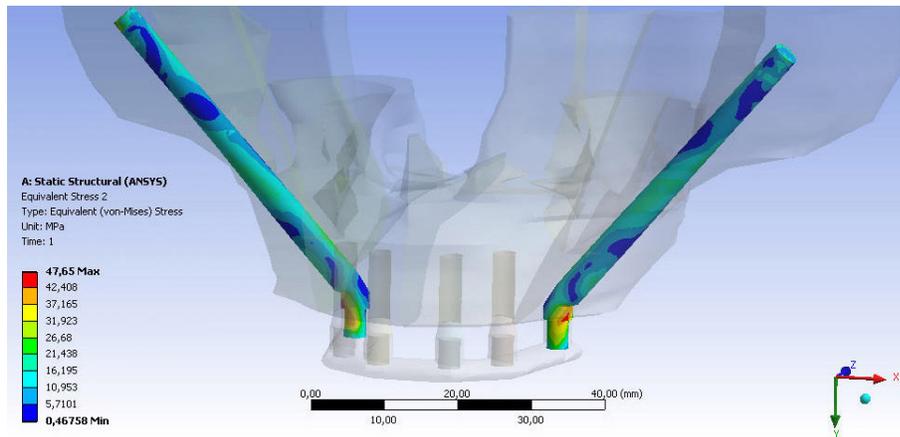


Figura 4.34: Esfuerzos de von Mises en implantes cigomáticos para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

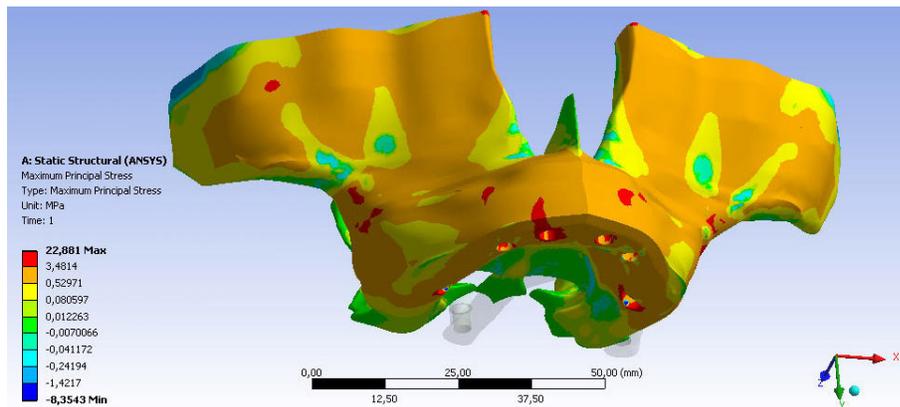


Figura 4.35: Primer esfuerzo principal en maxilar para modelo homogéneo ortotrópico.

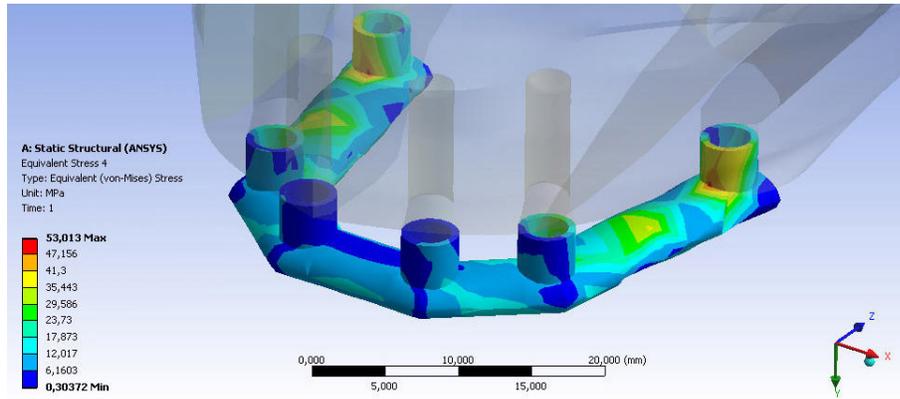


Figura 4.36: Esfuerzos de von Mises en estructura para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

En la tabla 4.17 se muestran los resultados de esfuerzos obtenidos para todas las secciones transversales utilizadas en el modelo.

Tabla 4.17: Resultados de esfuerzos para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

Sección Transversal	Esfuerzo en Implante Estándar [MPa]	Esfuerzo en Implante Cigomático [MPa]	Esfuerzo en Maxilar [MPa]	Esfuerzo en Estructura [MPa]
d3	110,23	73,89	25,53	85,33
d4	67,25	45,94	23,42	49,63
d5	67,93	76,69	21,74	45,58
a3b6	67,41	47,65	22,88	53,01
a4b8	162,52	126,08	59,28	39,60
a6b3	70,78	76,52	23,21	49,40
a8b4	68,81	74,55	20,93	48,33

4.4. Modelo de Maxilar Heterogéneo Isotrópico

Este modelo de maxilar considera un material elástico heterogéneo, con propiedades isotrópicas correspondientes al hueso cortical en la zona exterior y al hueso trabecular en la zona interior.

Las figuras que se presentan como resultados de este modelo corresponden al caso de una sección circular de diámetro 4 [mm].

4.4.1. Micromovimiento

En la figura 4.37 se muestra el estado de los contactos en los implantes estándar.

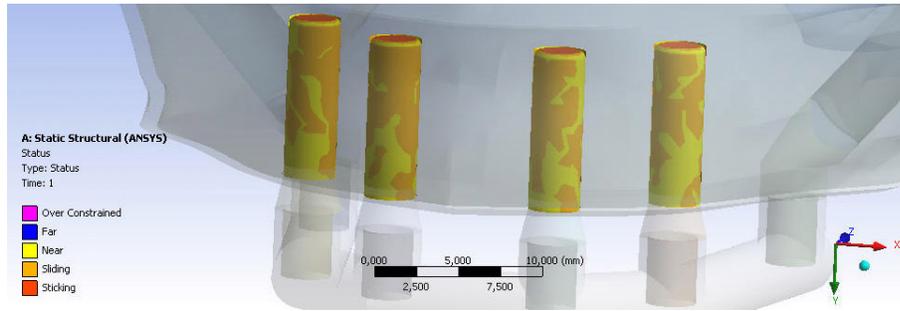


Figura 4.37: Condición de superficies de contacto en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

En la figura 4.38 se muestra la distancia de deslizamiento o micromovimiento.

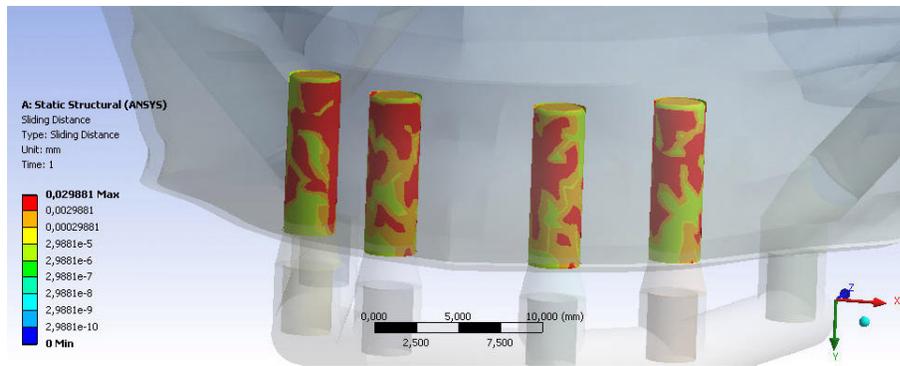


Figura 4.38: Distancia de deslizamiento en superficies de contacto en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

De forma similar a lo presentado en las figuras anteriores, en las figuras 4.39 y 4.40 se muestra el estado de contactos y la distancia de deslizamiento para implantes cigomáticos respectivamente.

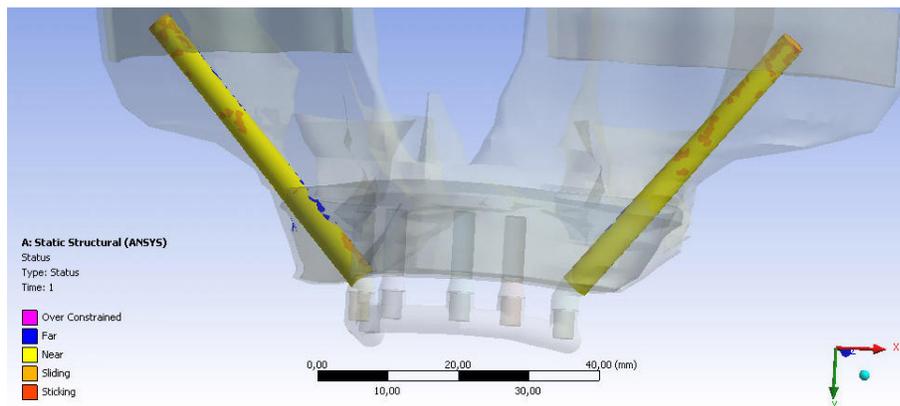


Figura 4.39: Condición de superficies de contacto en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

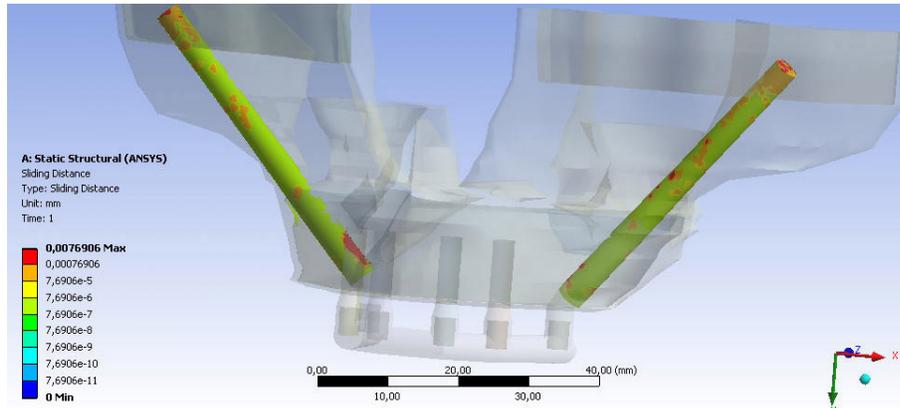


Figura 4.40: Distancia de deslizamiento en superficies de contacto en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

En la tabla 4.18 se muestran los resultados de micromovimiento obtenidos para todas las secciones transversales modeladas.

Tabla 4.18: Resultados de micromovimiento para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

Sección Transversal	Micromovimiento en Implante Estándar [μm]	Micromovimiento en Implante Cigomático [μm]
d3	32,31	7,27
d4	29,88	7,69
d5	28,09	7,91
a3b6	31,33	7,73
a4b8	28,51	7,93
a6b3	28,00	7,69
a8b4	20,10	7,84

4.4.2. Desplazamientos

En las figuras 4.41, 4.42, 4.43 y 4.44 se muestran los desplazamientos obtenidos en los implantes estándar, implantes cigomáticos, maxilar y estructura respectivamente.

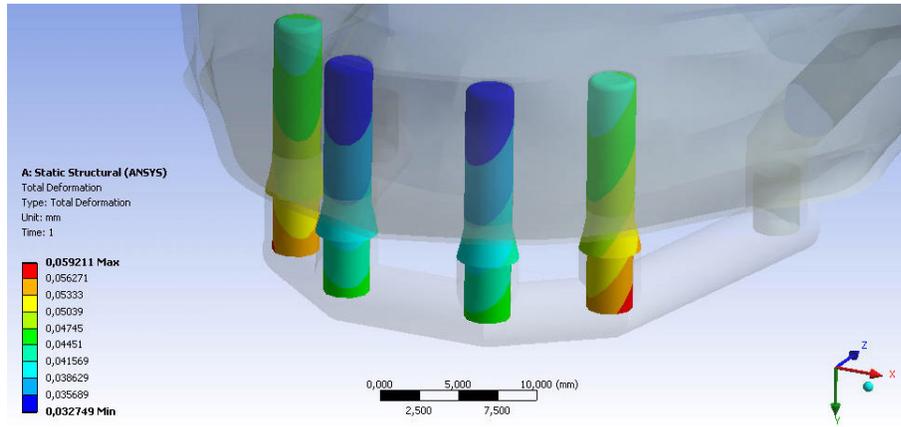


Figura 4.41: Desplazamientos en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

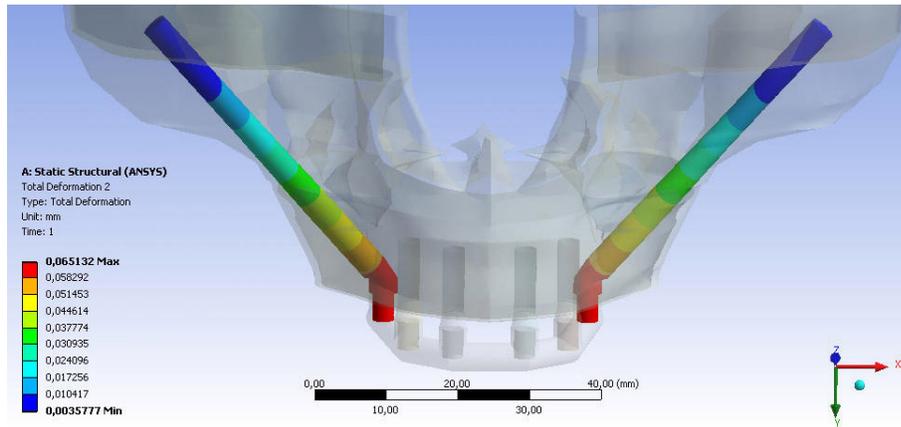


Figura 4.42: Desplazamientos en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

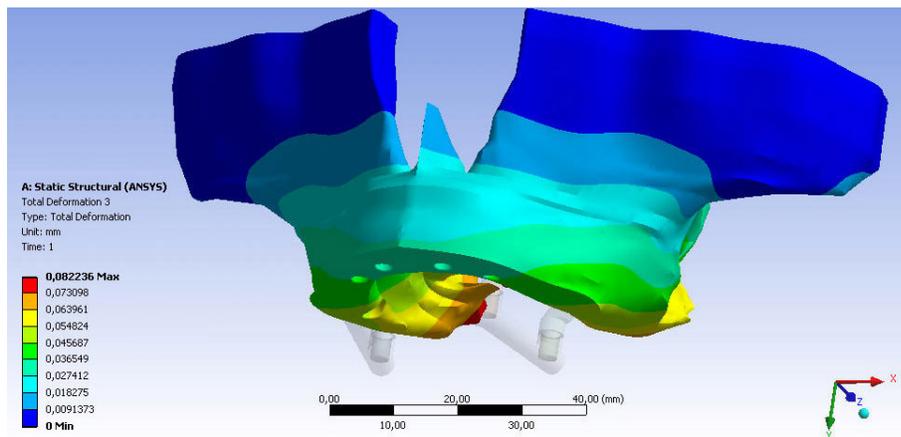


Figura 4.43: Desplazamientos en maxilar para modelo heterogéneo isotrópico.

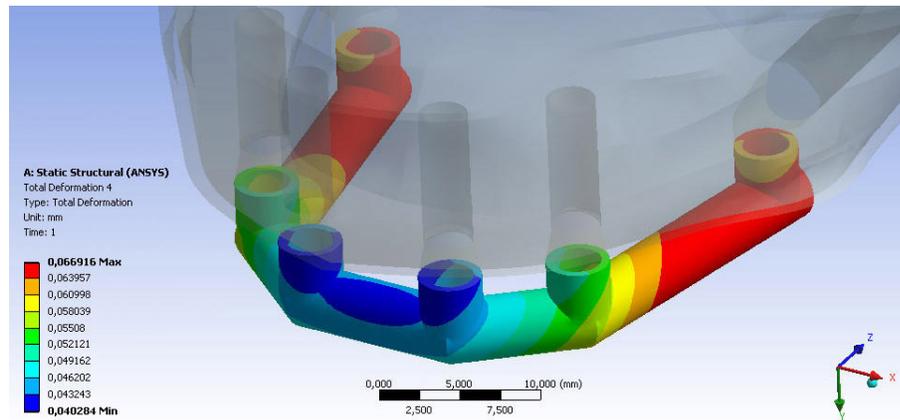


Figura 4.44: Desplazamientos en estructura para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

En la tabla 4.19 se muestran los resultados de desplazamientos obtenidos para las secciones transversales utilizadas.

Tabla 4.19: Resultados de desplazamientos para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

Sección Transversal	Desplazamiento en Implante Estándar [μm]	Desplazamiento en Implante Cigomático [μm]	Desplazamiento en Maxilar [μm]	Desplazamiento en Estructura [μm]
d3	67,10	72,96	86,81	79,00
d4	59,21	65,13	82,24	66,92
d5	54,37	59,68	77,90	60,44
a3b6	59,78	62,15	79,49	67,65
a4b8	51,95	53,65	71,85	57,06
a6b3	56,48	66,14	82,30	67,55
a8b4	51,35	63,33	90,91	65,23

4.4.3. Deformaciones

En las figuras 4.45, 4.46, 4.47 y 4.48 se muestran las deformaciones para las secciones transversales utilizadas en la simulación. Esta deformación corresponde a la equivalente de von Mises o deviatorica en el caso de los implantes y estructura de unión. Para el maxilar corresponde a la primera deformación principal.

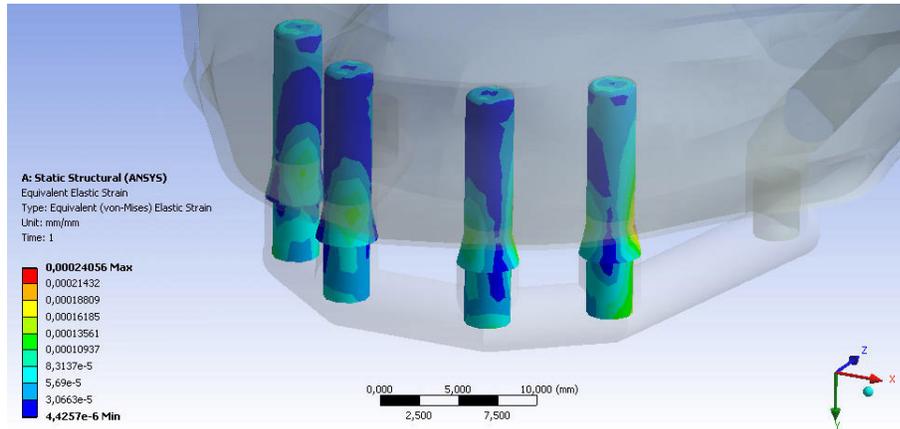


Figura 4.45: Deformaciones en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

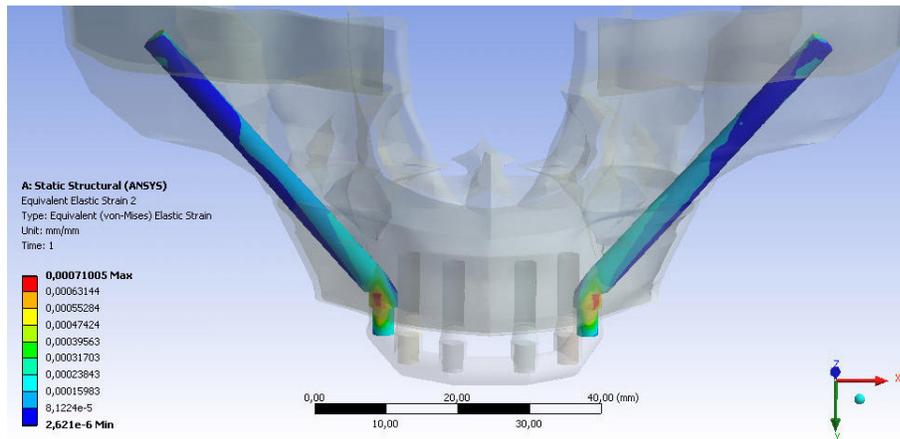


Figura 4.46: Deformaciones en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

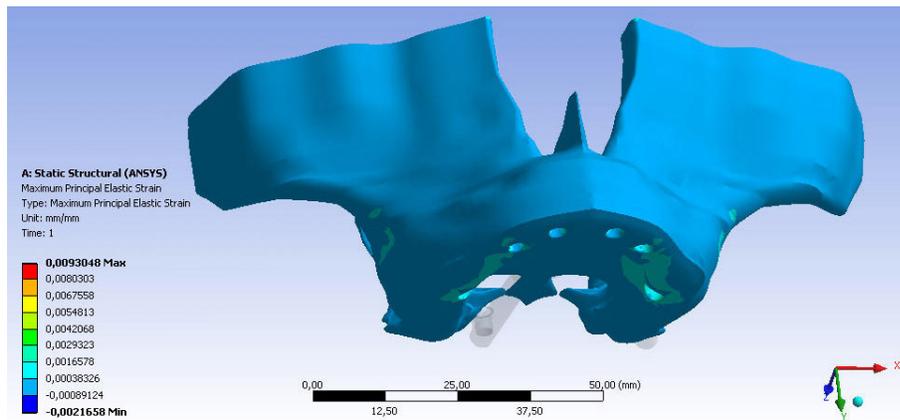


Figura 4.47: Deformaciones en maxilar para modelo heterogéneo isotrópico.

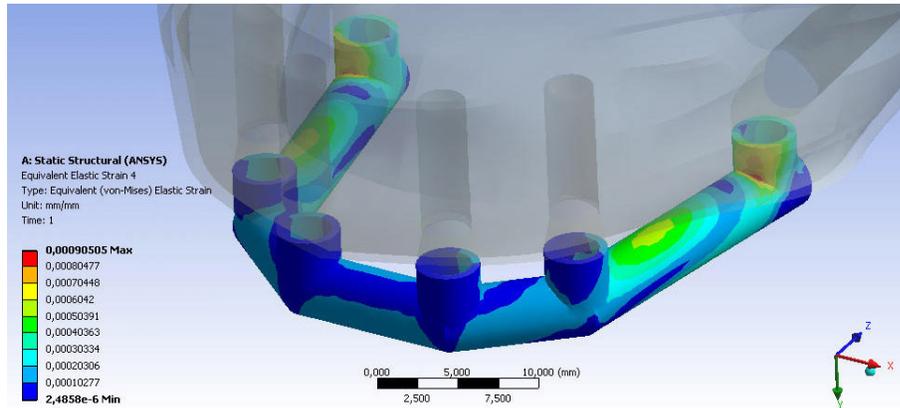


Figura 4.48: Deformaciones en estructura para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

En la tabla 4.20 se muestran los resultados de deformaciones obtenidas para todas las secciones transversales utilizadas en el modelo.

Tabla 4.20: Resultados de deformaciones para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

Sección Transversal	Deformación en Implante Estándar	Deformación en Implante Cigomático	Deformación en Maxilar	Deformación en Estructura
d3	4,09E-04	7,31E-04	9,35E-03	1,36E-03
d4	2,41E-04	7,10E-04	9,30E-03	9,05E-04
d5	1,60E-04	7,36E-04	8,17E-03	7,26E-04
a3b6	2,92E-04	7,56E-04	8,78E-03	8,62E-04
a4b8	1,88E-04	7,95E-04	8,24E-03	7,37E-04
a6b3	1,72E-04	6,56E-04	8,14E-03	7,06E-04
a8b4	1,11E-03	6,74E-04	1,59E-02	7,71E-04

4.4.4. Esfuerzos

En las figuras 4.49, 4.50, 4.51 y 4.52 se muestran los esfuerzos obtenidos en los implantes estándar, implantes cigomáticos, maxilar y estructura respectivamente. En el caso de los implantes y la estructura los esfuerzos corresponden a los equivalentes de von Mises. Para el maxilar los esfuerzos corresponden al primer esfuerzo principal.

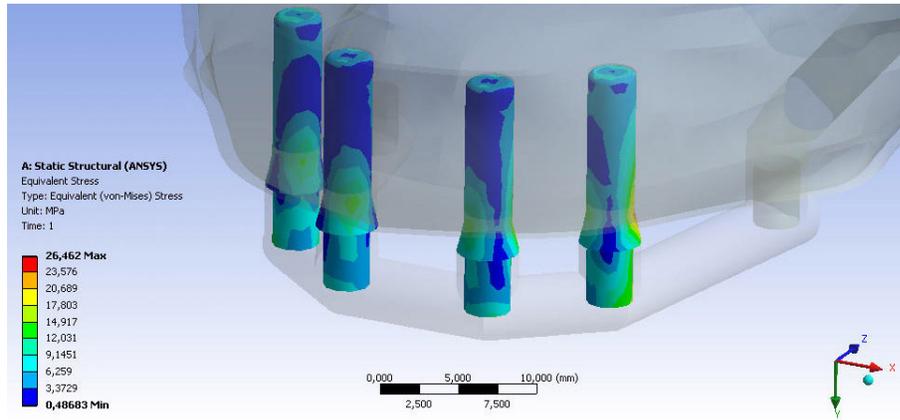


Figura 4.49: Esfuerzos de von Mises en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

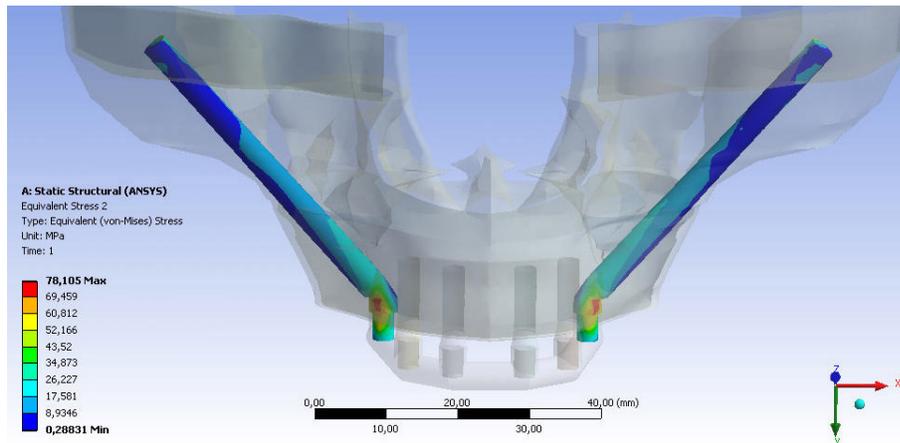


Figura 4.50: Esfuerzos de von Mises en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

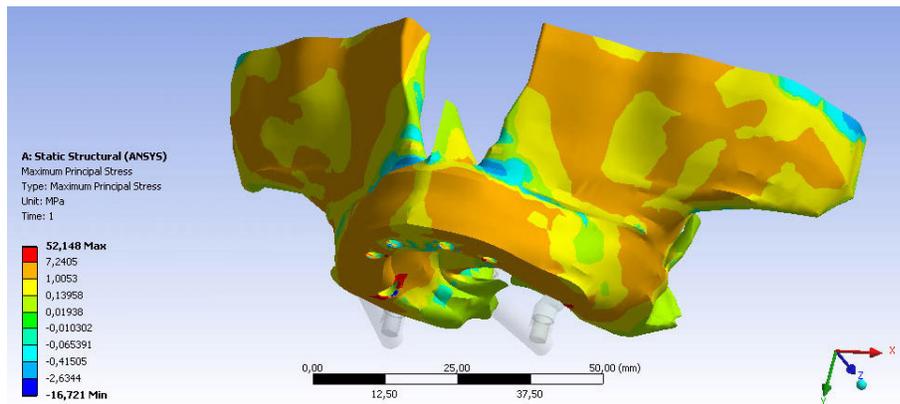


Figura 4.51: Primer esfuerzo principal en maxilar para modelo heterogéneo isotrópico.

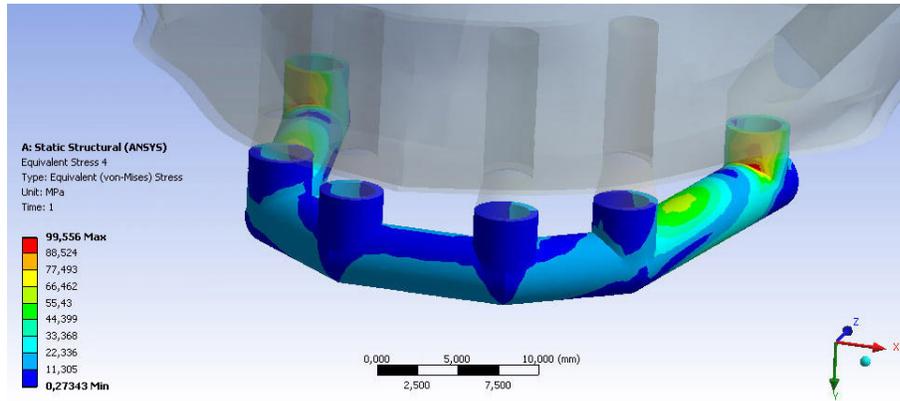


Figura 4.52: Esfuerzos de von Mises en estructura para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

En la tabla 4.21 se muestran los resultados de esfuerzos obtenidos para todas las secciones transversales utilizadas en el modelo.

Tabla 4.21: Resultados de esfuerzos para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

Sección Transversal	Esfuerzo en Implante Estándar [MPa]	Esfuerzo en Implante Cigomático [MPa]	Esfuerzo en Maxilar [MPa]	Esfuerzo en Estructura [MPa]
d3	45,00	80,42	59,622	149,83
d4	26,46	78,11	52,148	99,556
d5	17,57	80,97	49,471	79,873
a3b6	32,11	83,18	52,82	94,77
a4b8	20,65	87,48	46,552	81,104
a6b3	18,91	72,15	52,125	77,701
a8b4	122,03	74,19	187,8	84,76

4.5. Modelo de Maxilar Heterogéneo Ortotrópico

Este modelo de maxilar es una mezcla de los dos modelos anteriores, un material elástico heterogéneo, con propiedades ortotrópicas correspondientes al hueso cortical en la zona exterior y al hueso trabecular en la zona interior.

En este modelo se vio la influencia del material de la estructura, a diferencia de los resultados presentados en los tres modelos anteriores, en este último modelo, además de considerar casos con la estructura de una aleación de Titanio, también se modeló con una aleación de Cobalto-Cromo.

Las figuras que se presentan como resultados de este modelo corresponden al caso de una sección elíptica de eje vertical 8 [mm] y horizontal 4 [mm].

4.5.1. Micromovimiento

En la figura 4.53 se muestra el estado de los contactos en los implantes estándar.

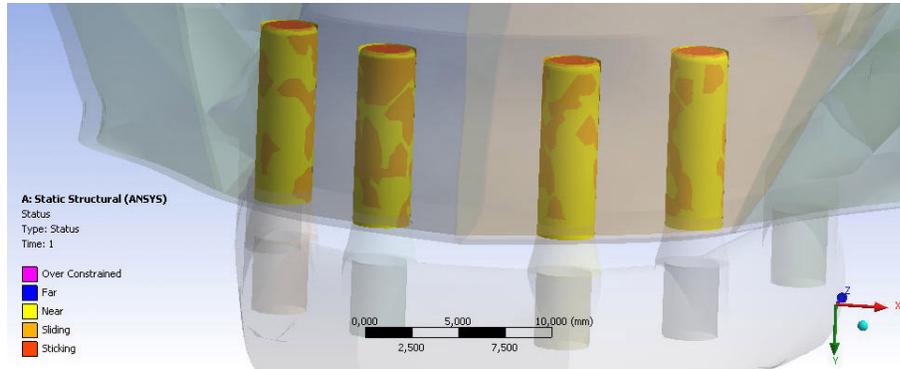


Figura 4.53: Condición de superficies de contacto en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

En la figura 4.54 se muestra la distancia de deslizamiento o micromovimiento.

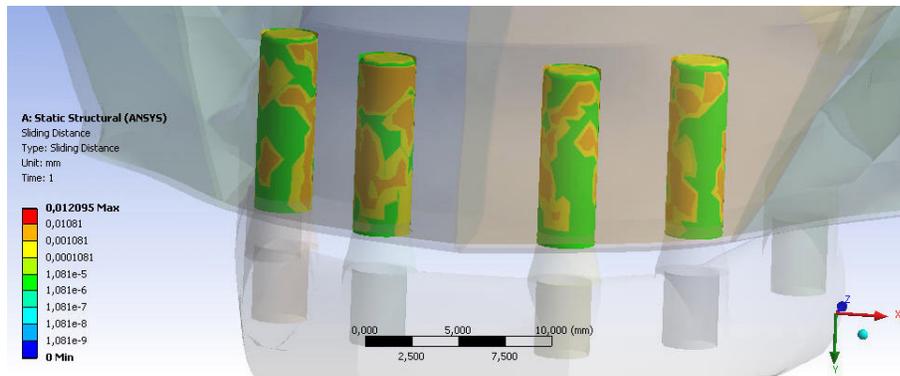


Figura 4.54: Distancia de deslizamiento en superficies de contacto en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

De forma similar a lo presentado en las figuras anteriores, en las figuras 4.55 y 4.56 se muestra el estado de contactos y la distancia de deslizamiento para implantes cigomáticos respectivamente.

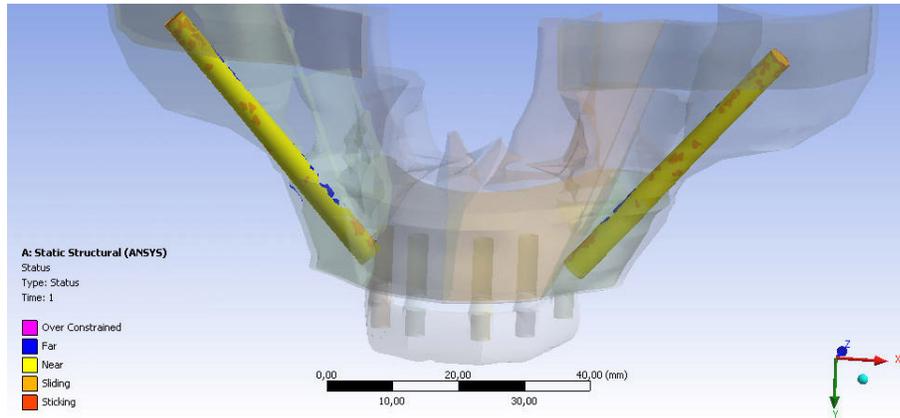


Figura 4.55: Condición de superficies de contacto en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

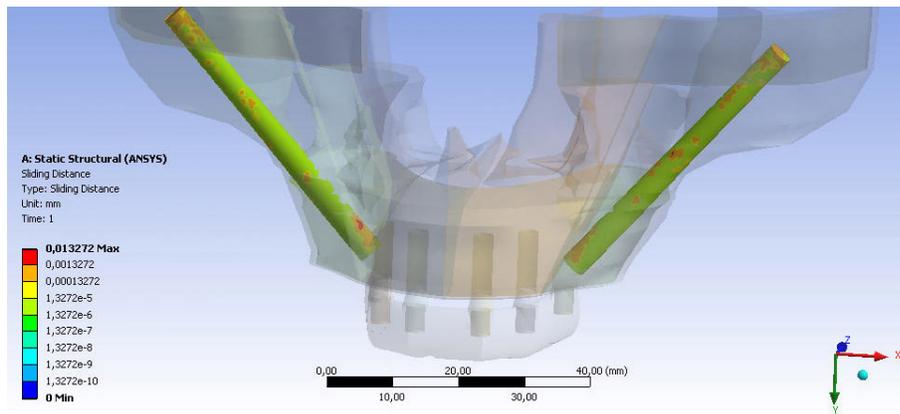


Figura 4.56: Distancia de deslizamiento en superficies de contacto en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

En las tablas 4.22 y 4.23 se muestran los resultados de micromovimiento obtenidos para todas las secciones transversales modeladas considerando las dos aleaciones para las estructuras.

Tabla 4.22: Resultados de micromovimiento con estructura de aleación de Titanio para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

Sección Transversal	Micromovimiento en Implante Estándar [μm]	Micromovimiento en Implante Cigomático [μm]
d3	20,47	6,70
d4	16,73	6,91
d5	18,64	7,14
a3b6	1,10	19,88
a4b8	14,36	7,17
a6b3	14,36	6,99
a8b4	12,10	13,27

Tabla 4.23: Resultados de micromovimiento con estructura de aleación de Cobalto-Cromo para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

Sección Transversal	Micromovimiento en Implante Estándar [μm]	Micromovimiento en Implante Cigomático [μm]
d3	17,18	6,92
d4	14,06	7,07
d5	11,72	7,37
a3b6	1,79	18,57
a4b8	12,05	7,21
a6b3	12,17	7,18
a8b4	10,78	13,14

4.5.2. Desplazamientos

En las figuras 4.57, 4.58, 4.59 y 4.60 se muestran los desplazamientos obtenidos en los implantes estándar, implantes cigomáticos, maxilar y estructura respectivamente.

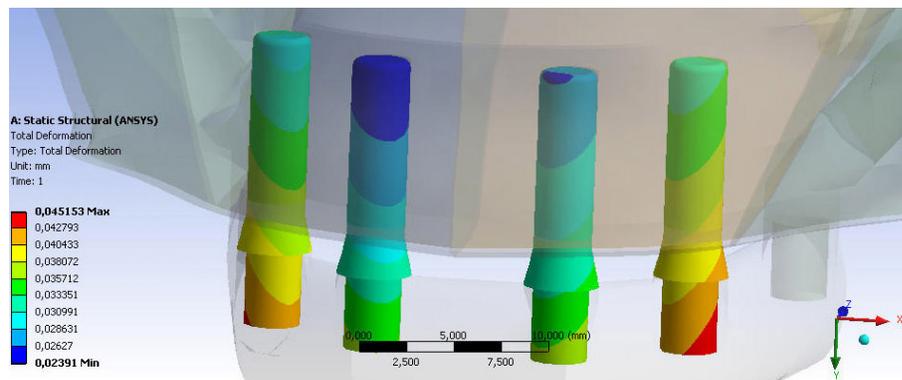


Figura 4.57: Desplazamientos en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

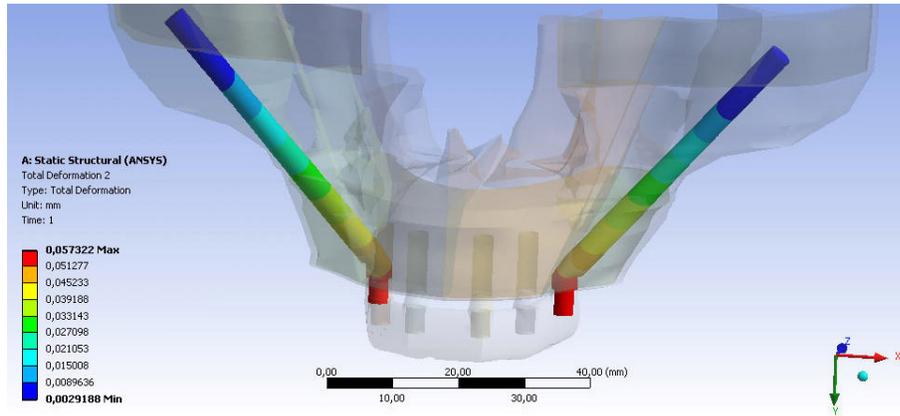


Figura 4.58: Desplazamientos en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

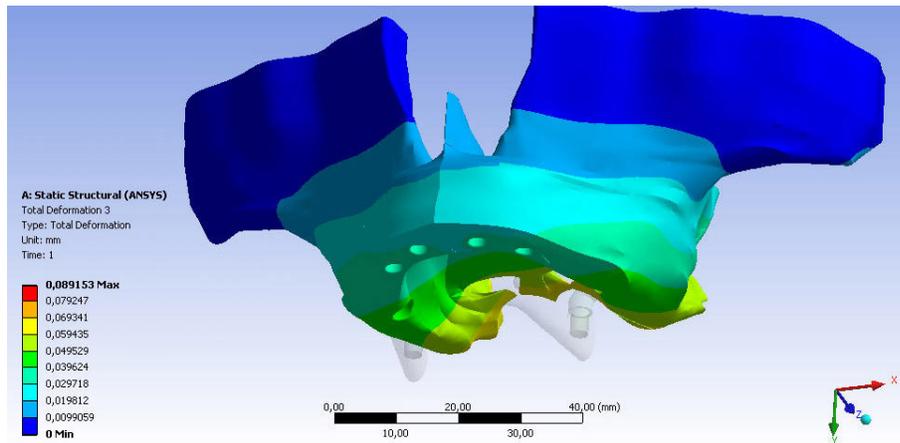


Figura 4.59: Desplazamientos en maxilar para modelo heterogéneo ortotrópico.

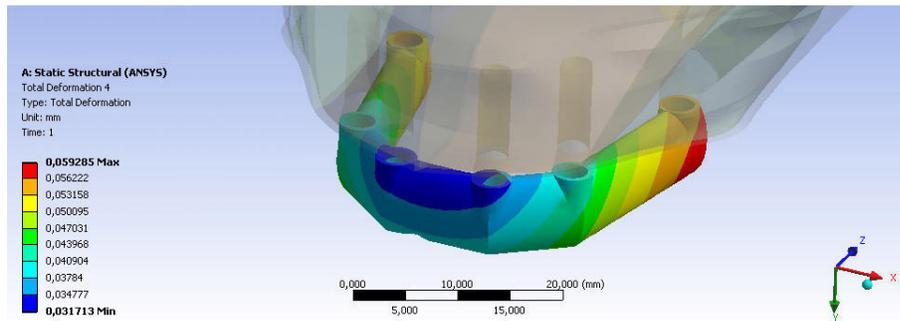


Figura 4.60: Desplazamientos en estructura para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

En las tablas 4.24 y 4.25 se muestran los resultados de desplazamientos obtenidos para las secciones transversales utilizadas considerando las dos aleaciones para las estructuras.

Tabla 4.24: Resultados de desplazamientos con estructura de aleación de Titanio para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

Sección Transversal	Desplazamiento en Implante Estándar [μm]	Desplazamiento en Implante Cigomático [μm]	Desplazamiento en Maxilar [μm]	Desplazamiento en Estructura [μm]
d3	57,79	67,95	78,53	70,77
d4	51,37	62,23	163,13	30,92
d5	46,87	56,96	165,94	58,12
a3b6	152,50	178,20	228,50	182,40
a4b8	21,41	51,24	66,28	52,69
a6b3	49,25	62,85	74,69	64,97
a8b4	45,15	57,32	89,15	631,71

Tabla 4.25: Resultados de desplazamientos con estructura de aleación de Cobalto-Cromo para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

Sección Transversal	Desplazamiento en Implante Estándar [μm]	Desplazamiento en Implante Cigomático [μm]	Desplazamiento en Maxilar [μm]	Desplazamiento en Estructura [μm]
d3	52,38	63,03	75,77	63,95
d4	47,03	57,61	162,27	58,57
d5	43,28	52,32	164,86	53,52
a3b6	145,40	158,59	203,48	162,15
a4b8	40,72	46,08	60,93	47,26
a6b3	46,05	58,88	71,89	60,80
a8b4	42,57	53,17	65,97	54,90

4.5.3. Deformaciones

En las figuras 4.61, 4.62, 4.63 y 4.64 se muestran las deformaciones para las secciones transversales utilizadas en la simulación.

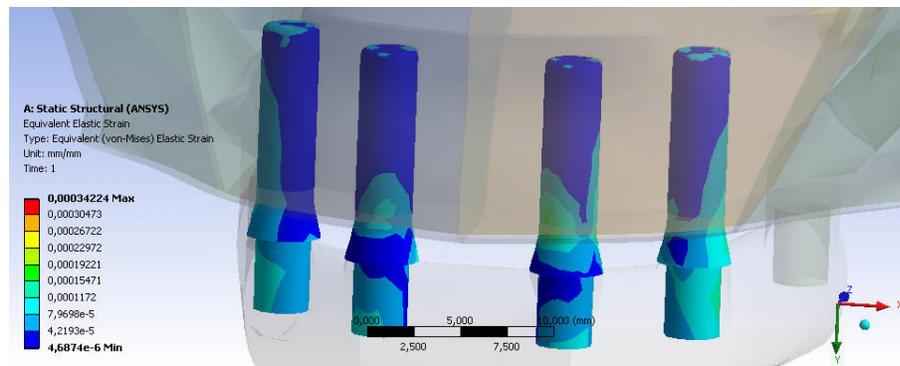


Figura 4.61: Deformaciones en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

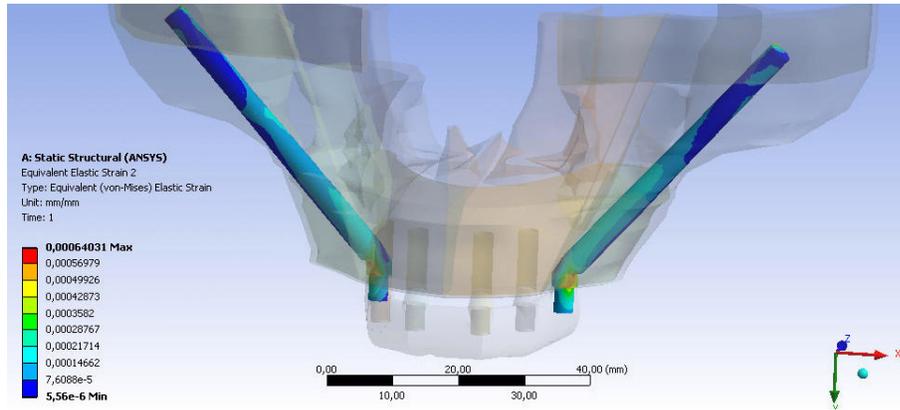


Figura 4.62: Deformaciones en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

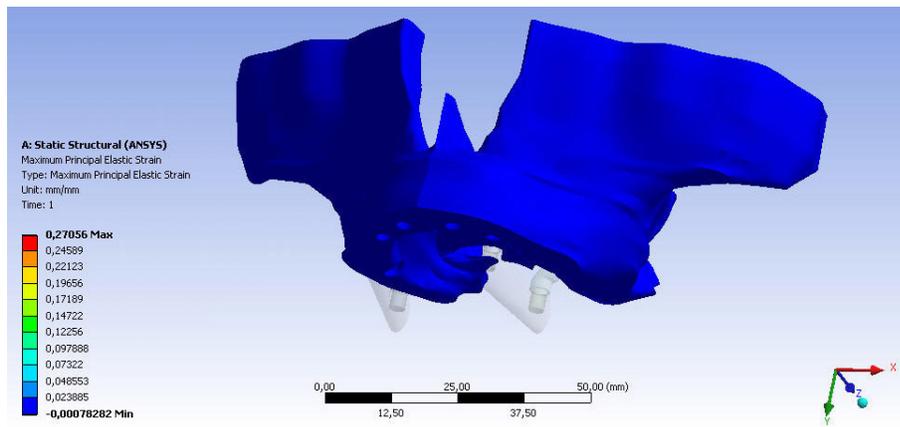


Figura 4.63: Deformaciones en maxilar para modelo heterogéneo ortotrópico.

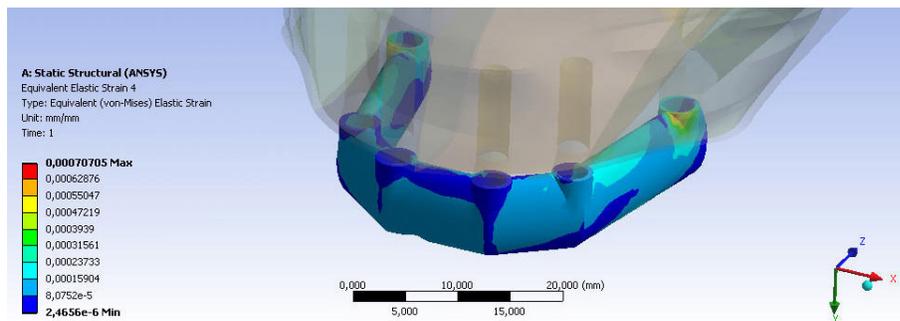


Figura 4.64: Deformaciones en estructura para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

En las tablas 4.26 y 4.27 se muestran los resultados de deformaciones obtenidas para todas las secciones transversales utilizadas en el modelo considerando las dos aleaciones para la estructura.

Tabla 4.26: Resultados de deformaciones con estructura de aleación de Titanio para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

Sección Transversal	Deformación en Implante Estándar	Deformación en Implante Cigomático	Deformación en Maxilar	Deformación en Estructura
d3	4,32E-04	5,99E-04	1,02E-02	1,08E-03
d4	3,64E-04	6,65E-04	7,83E-01	8,68E-04
d5	3,41E-04	6,60E-04	7,84E-01	5,64E-04
a3b6	7,50E-04	1,19E-03	1,81E-01	1,93E-01
a4b8	3,45E-04	6,94E-04	1,54E-01	6,72E-04
a6b3	3,45E-04	5,96E-04	8,21E-03	7,32E-04
a8b4	3,42E-04	6,40E-04	2,71E-01	7,07E-04

Tabla 4.27: Resultados de deformaciones con estructura de aleación de Cobalto-Cromo para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

Sección Transversal	Deformación en Implante Estándar	Deformación en Implante Cigomático	Deformación en Maxilar	Deformación en Estructura
d3	3,80E-04	6,84E-04	9,03E-03	5,45E-04
d4	3,44E-04	7,05E-04	7,83E-01	4,34E-04
d5	3,31E-04	6,65E-04	7,84E-01	2,98E-04
a3b6	7,41E-04	1,17E-03	1,81E-01	4,64E-04
a4b8	3,33E-04	6,86E-04	1,53E-01	3,22E-04
a6b3	4,83E-06	6,27E-04	7,50E-03	3,75E-04
a8b4	3,46E-04	6,30E-04	1,60E-01	3,32E-04

4.5.4. Esfuerzos

En las figuras 4.65, 4.66, 4.67 y 4.68 se muestran los esfuerzos obtenidos en los implantes estándar, implantes cigomáticos, maxilar y estructura respectivamente. En el caso de los implantes y la estructura los esfuerzos corresponden a los equivalentes de von Mises. Para el maxilar los esfuerzos corresponden al primer esfuerzo principal.

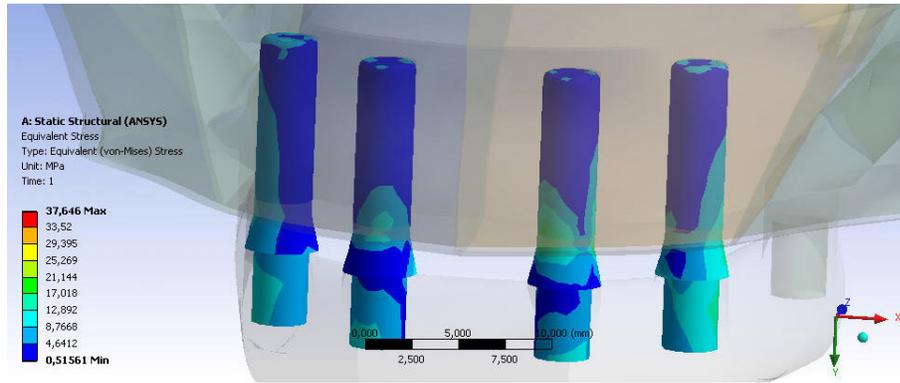


Figura 4.65: Esfuerzos de von Mises en implantes estándar para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

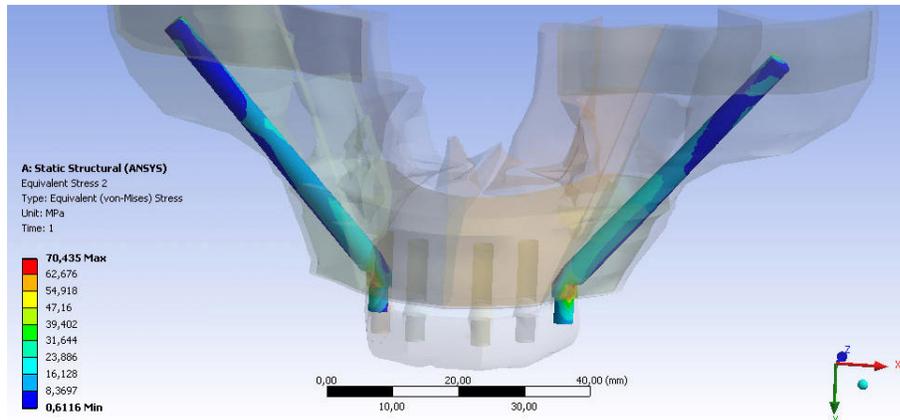


Figura 4.66: Esfuerzos de von Mises en implantes cigomáticos para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

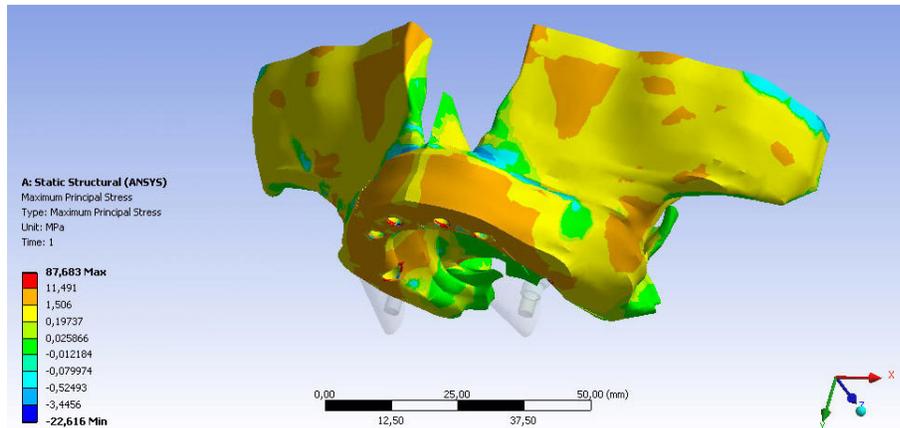


Figura 4.67: Primer esfuerzo principal en maxilar para modelo heterogéneo ortotrópico.

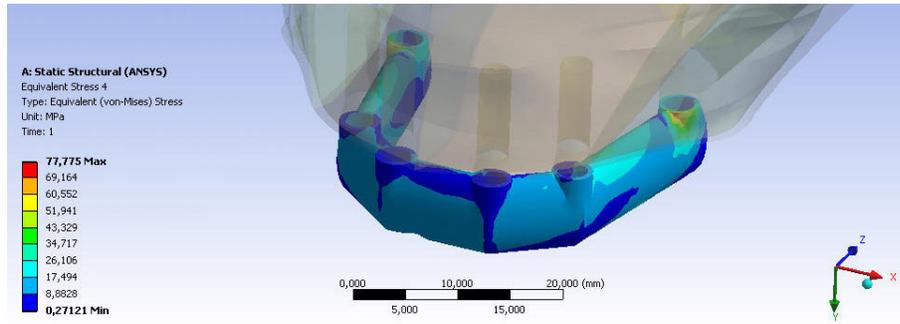


Figura 4.68: Esfuerzos de von Mises en estructura para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

En las tablas 4.28 y 4.28 se muestran los resultados de esfuerzos obtenidos para todas las secciones transversales utilizadas en el modelo considerando las dos aleaciones para la estructura.

Tabla 4.28: Resultados de esfuerzos con estructura de aleación de Titanio para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

Sección Transversal	Esfuerzo en Implante Estándar [MPa]	Esfuerzo en Implante Cigomático [MPa]	Esfuerzo en Maxilar [MPa]	Esfuerzo en Estructura [MPa]
d3	47,42	65,93	56,39	119,05
d4	40,05	73,14	254,94	95,45
d5	37,46	72,58	258,76	62,07
a3b6	82,50	131,28	179,77	153,94
a4b8	37,92	76,38	51,14	73,90
a6b3	37,92	65,54	46,04	80,50
a8b4	37,65	70,44	87,68	77,78

Tabla 4.29: Resultados de esfuerzos con estructura de aleación de Cobalto-Cromo para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

Sección Transversal	Esfuerzo en Implante Estándar [MPa]	Esfuerzo en Implante Cigomático [MPa]	Esfuerzo en Maxilar [MPa]	Esfuerzo en Estructura [MPa]
d3	41,81	75,24	52,96	130,86
d4	37,84	77,59	254,93	104,09
d5	36,39	73,13	258,76	71,59
a3b6	81,49	128,67	179,82	111,28
a4b8	36,68	75,47	50,93	0,05
a6b3	36,56	66,25	44,55	90,04
a8b4	38,11	69,34	56,61	79,77

Capítulo 5

Análisis de Resultados

5.1. Posición de las Fuerzas

El primer factor a analizar de los resultados será la posición de las fuerzas, para lo cual en las figuras 5.1 y 5.2 se muestran dos gráficos de micromovimiento en función de la posición de las fuerzas para implantes estándar y cigomáticos respectivamente. Estos resultados corresponden al modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

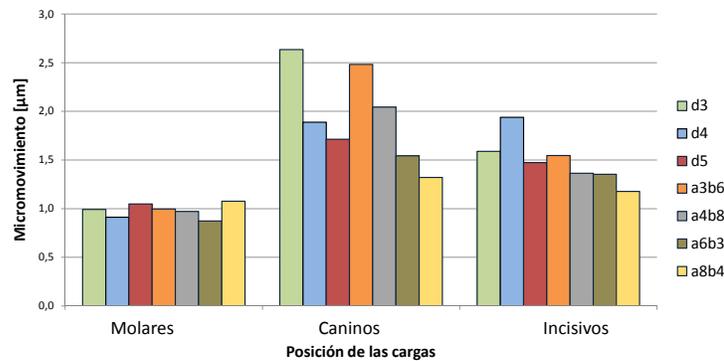


Figura 5.1: Micromovimiento en función de la posición de las fuerzas para implantes estándar.

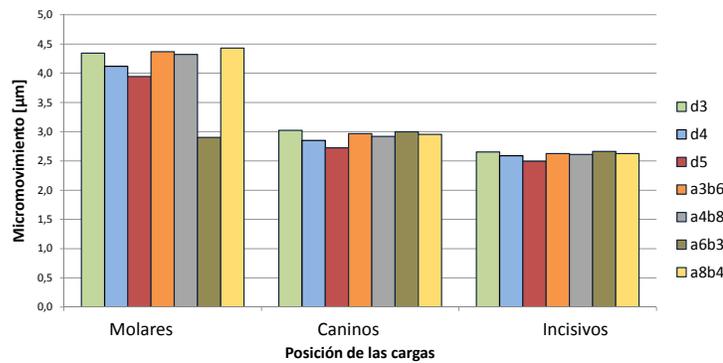


Figura 5.2: Micromovimiento en función de la posición de las fuerzas para implantes cigomáticos.

En el gráfico 5.1 se observa que los mayores micromovimientos se producen cuando las fuerzas se ubican en la zona de los caninos y el menor micromovimiento cuando se ubican en la zona de los molares. Esta tendencia es distinta cuando se observan los implantes cigomáticos, ya que el mayor micromovimiento se produce con las fuerzas ubicadas en la zona de los molares y el menor cuando las fuerzas se ubican en la zona de los incisivos.

5.2. Sección Transversal de la Estructura

El siguiente factor a analizar es la sección transversal de la estructura, para lo cual en las figuras 5.3, 5.4, 5.5 y 5.6 se muestran cuatro gráficos de micromovimiento en función de la sección transversal de la estructura para cada uno de los modelos de maxilar desarrollados.

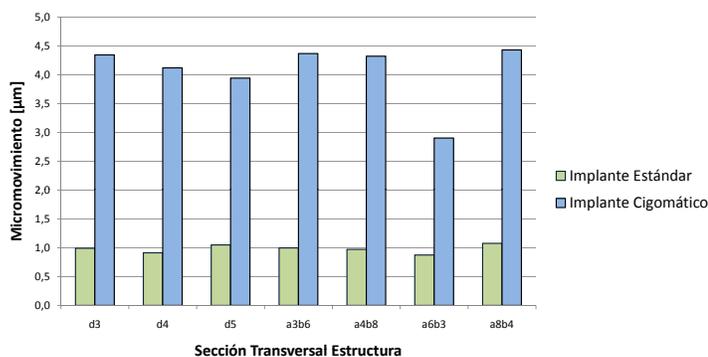


Figura 5.3: Micromovimiento en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

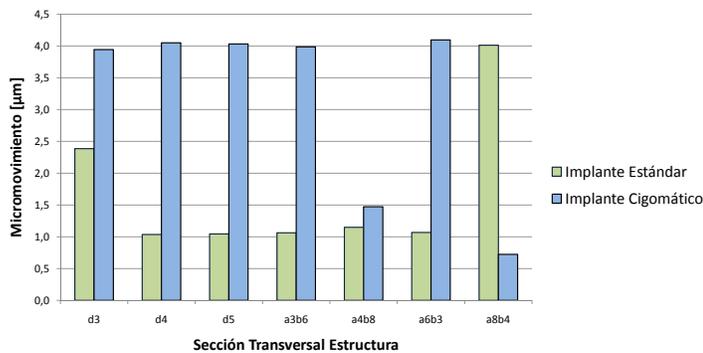


Figura 5.4: Micromovimiento en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

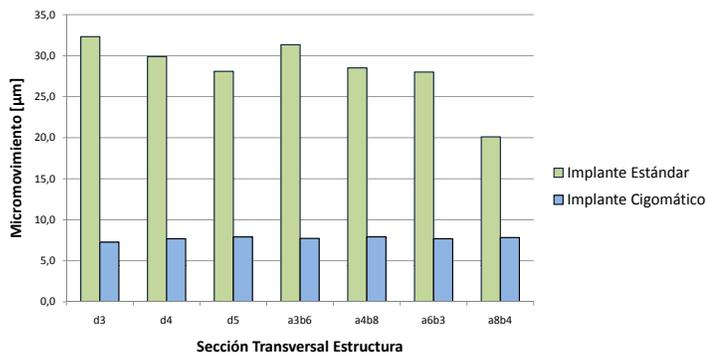


Figura 5.5: Micromovimiento en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

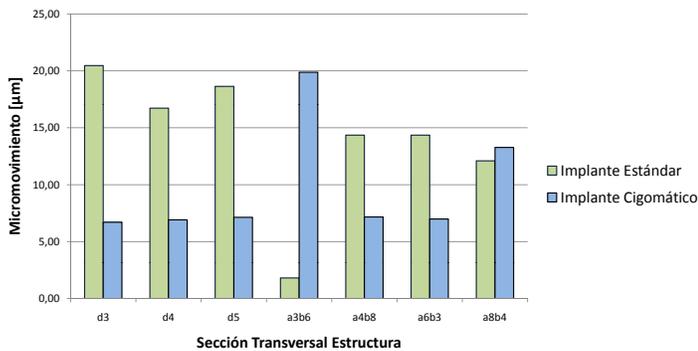


Figura 5.6: Micromovimiento en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

Para analizar los gráficos recién presentados es necesario considerar dos factores geométricos relacionados con la sección transversal, éstos son el área y el segundo momento de área. En las figuras 5.7 y 5.8 se muestran estos dos valores para las diferentes secciones transversales.



Figura 5.7: Área en función de la sección transversal de la estructura.

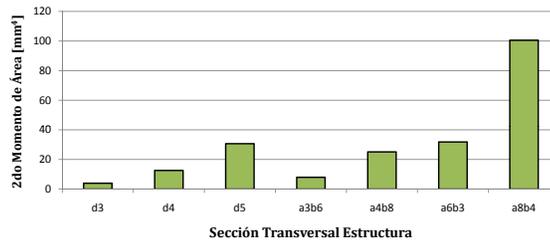


Figura 5.8: Segundo momento de área en función de la sección transversal de la estructura.

En el modelo de maxilar homogéneo isotrópico no se observan diferencias considerables en los valores de micromovimiento obtenido en los implantes estándar al variar la sección transversal. Para los implantes cigomáticos si se observa una diferencia, en las secciones transversales circulares disminuyen los valores de micromovimiento al aumentar el diámetro. En las secciones transversales elípticas al considerar el cambio de área no se observa una tendencia en los valores del micromovimiento; en cambio, al considerar la orientación, factor relacionado con el segundo momento de área, se observa que cuando el eje vertical es mayor (mayor inercia) se tienen menores micromovimientos en los implantes cigomáticos.

En las figuras 5.9, 5.10 y 5.11 se muestran gráficos de esfuerzos, desplazamientos y deformaciones en función de la sección transversal de la estructura para el modelo de maxilar homogéneo isotrópico. En el gráfico de esfuerzos se observa que al aumentar el área y el segundo momento de área disminuyen los esfuerzos en la estructura. En el gráfico de desplazamientos, se observa que la variación de los desplazamientos en el maxilar tiene el mismo comportamiento que la variación del micromovimiento en los implantes cigomáticos. En la variación de deformaciones no se aprecia ninguna tendencia relevante en las partes del sistema.

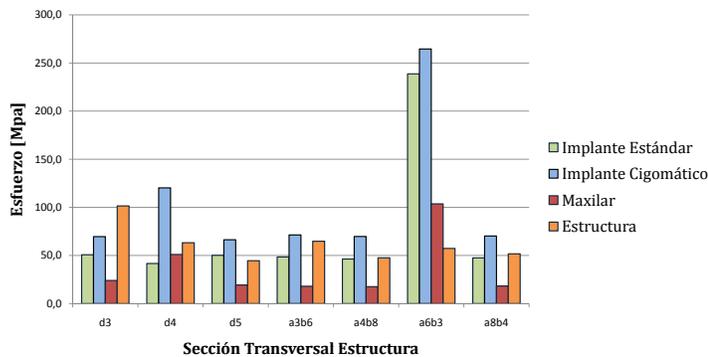


Figura 5.9: Esfuerzos en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

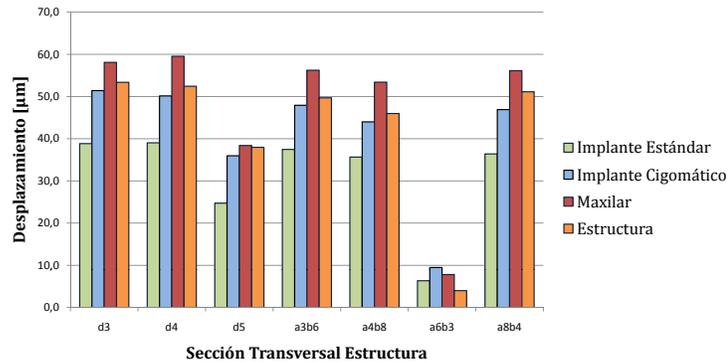


Figura 5.10: Desplazamientos en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

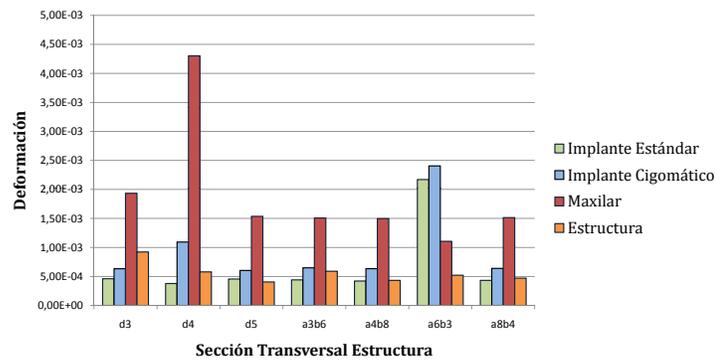


Figura 5.11: Deformaciones en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar homogéneo isotrópico.

En el modelo de maxilar homogéneo ortotrópico se observa que cuando la estructura es de sección transversal circular, el micromovimiento disminuye con el aumento de diámetro de la sección en los implantes estándar y en los implantes cigomáticos no se aprecia un cambio significativo en los valores. En las estructuras con secciones transversales elípticas no se observa una tendencia clara de micromovimiento en los implantes estándar, esto si pasa en los implante cigomáticos, en donde al aumentar el área disminuyen los valores de micromovimiento obtenidos.

En las figuras 5.12, 5.13 y 5.14 se muestran gráficos de esfuerzos, desplazamientos y deformaciones en función de la sección transversal de la estructura para el modelo de maxilar homogéneo ortotrópico. En el gráfico de esfuerzos se observa el mismo comportamiento que el observado para el micromovimiento en los implantes estándar, para los esfuerzos de los implantes estándar y la estructura. También se observa que la variación de esfuerzos en el maxilar tiene un comportamiento similar a la variación de micromovimiento en los implantes cigomáticos.

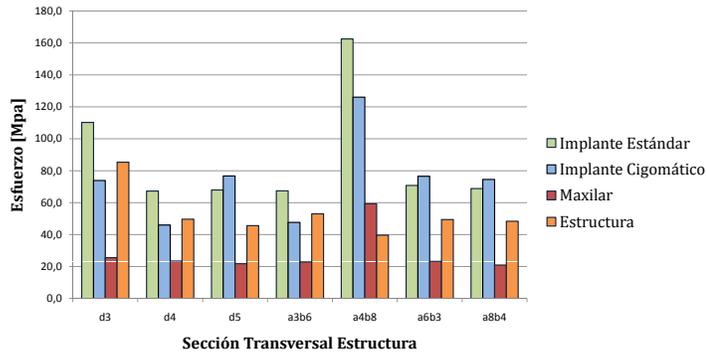


Figura 5.12: Esfuerzos en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

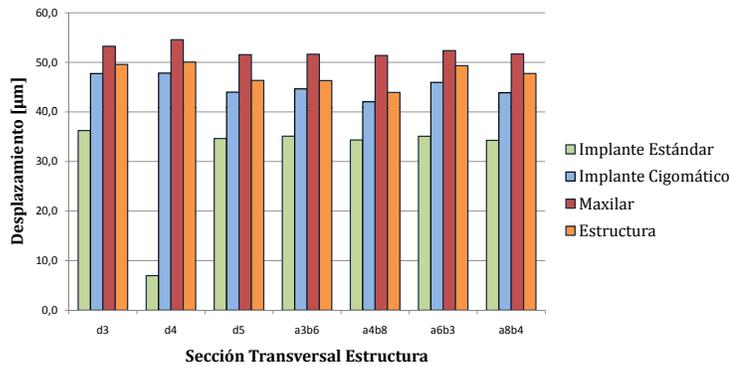


Figura 5.13: Desplazamientos en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

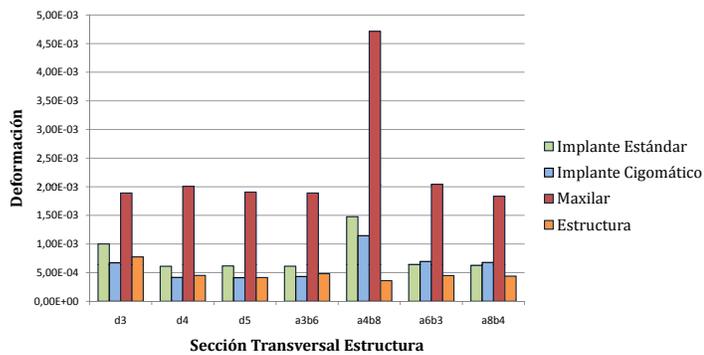


Figura 5.14: Deformaciones en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar homogéneo ortotrópico.

En el modelo de maxilar heterogéneo isotrópico no se observan diferencias considerables al variar la sección transversal en los implantes cigomáticos al variar la sección transversal, a diferencia de los implantes estándar en donde si se observa una tendencia que se ha repetido en los modelos anteriores: al aumentar

el diámetro de las secciones transversales circulares disminuyen los valores del micromovimiento. En las secciones transversales elípticas, esta vez se aprecia una correlación mas clara entre el micromovimiento y las propiedades geométricas de la sección: al aumentar el área disminuye el micromovimiento y cuando aumenta el segundo momento de área (eje vertical mayor) también disminuyen los valores de micromovimiento.

En las figuras 5.15, 5.16 y 5.17 se muestran gráficos de esfuerzos, desplazamientos y deformaciones en función de la sección transversal de la estructura para el modelo de maxilar heterogéneo isotrópico. En el gráfico de esfuerzos y en el de deformación se observa que la forma en que varían los esfuerzos en los implantes, tanto estándar como cigomáticos, tienen el mismo comportamiento que la variación de micromovimiento en los implantes respectivos. Nuevamente se observa que los esfuerzos en el maxilar superior tienen un comportamiento similar al micromovimiento en los implantes cigomáticos.

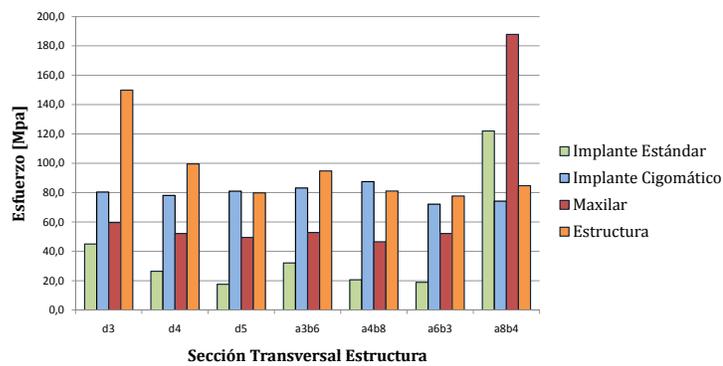


Figura 5.15: Esfuerzos en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

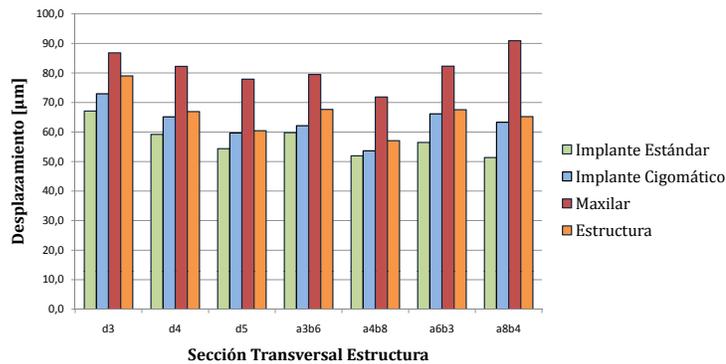


Figura 5.16: Desplazamientos en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

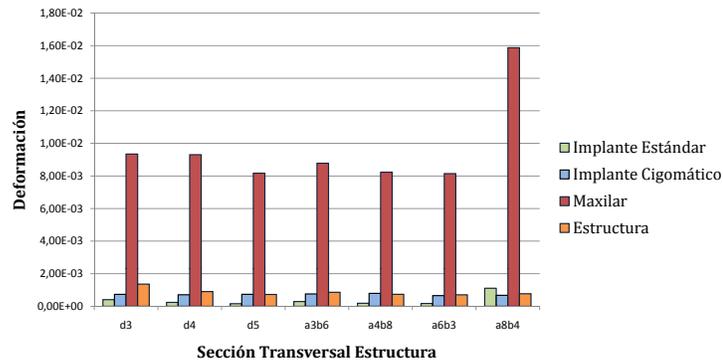


Figura 5.17: Deformaciones en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo isotrópico.

En el modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico, a diferencia del modelo anterior, si se aprecian diferencias significativas en los valores del micromovimiento obtenidos al variar la sección transversal, tanto en los implantes estándar como cigomáticos, sobre todo en las secciones elípticas. El mayor micromovimiento se obtiene en el implante estándar cuando la estructura tiene sección circular de diámetro 3 [mm] y el menor cuando la sección es elíptica con el eje vertical de 3 [mm] y el horizontal de 6 [mm].

En las figuras 5.18, 5.19 y 5.20 se muestran gráficos de esfuerzos, desplazamientos y deformaciones en función de la sección transversal de la estructura para el modelo de maxilar heterogéneo isotrópico. En el gráfico de esfuerzos se observa que la variación en éstos en los implantes cigomáticos y en la estructura tienen el mismo comportamiento que la variación del micromovimiento en los implantes cigomáticos. De los gráficos de deformaciones y desplazamientos no se aprecia ninguna correlación clara con los resultados de micromovimiento.

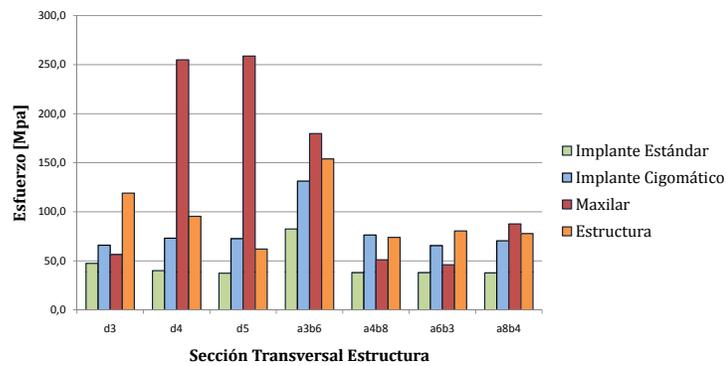


Figura 5.18: Esfuerzos en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

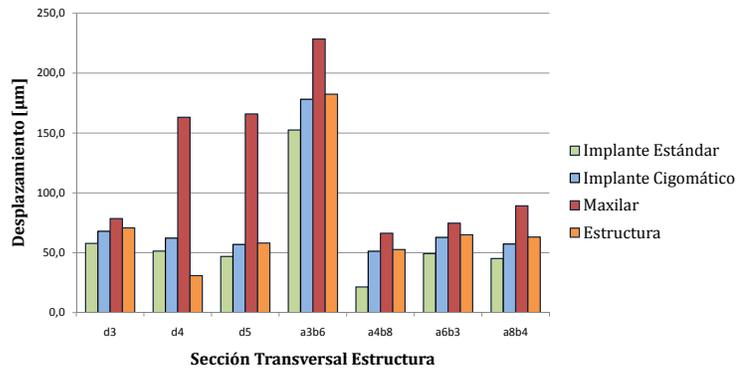


Figura 5.19: Desplazamientos en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

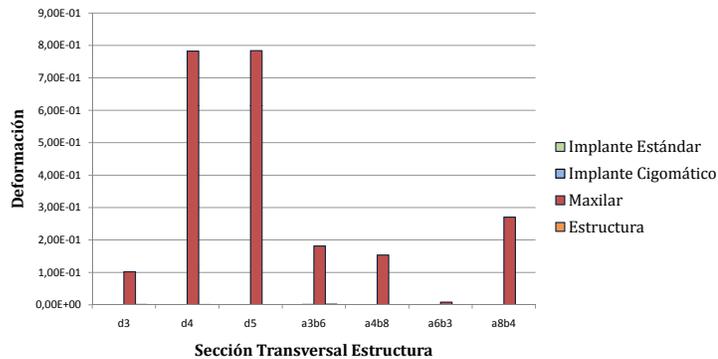


Figura 5.20: Deformaciones en función de la sección transversal de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

Al ver los resultados en los cuatro modelos de maxilar, se observa que cuando la estructura tiene sección transversal elíptica se tienen menores micromovimientos que en una sección circular (comparando la sección d4 con la a3b6 y a6b3 que tienen áreas similares), aunque esta diferencia no es significativa.

En general el micromovimiento se produce por dos efectos: el primero es una diferencia en la deformación de los implantes con el maxilar superior debido a que sus módulos de elasticidad son diferentes, el segundo es por el deslizamiento entre los implantes y el maxilar, debido al tipo de conexión que se definió en el modelo (“Frictional”).

Al aumentar las dimensiones de la sección transversal aumentan el área y el segundo momento de área, estas dos propiedades son inversamente proporcionales a los esfuerzos de la estructura. Los esfuerzos generados en la estructura se transmiten de forma lineal a los implantes, ya que la conexión entre la estructura y los implantes es “Bonded”(perfectamente unido). Pero al pasar del implante al hueso se pierde esa transmisión lineal de los esfuerzos, por efecto del roce que actúa en la interfaz. Aún así al disminuir los esfuerzos disminuye la deformación en el maxilar y además disminuye el deslizamiento (una mayor zona está en estado “Sticking”, por la disminución de estos dos factores (deformación en el maxilar y deslizamiento) se tienen también menores micromovimientos).

5.3. Material de la Estructura

Para el modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico se analizó la influencia del material de la estructura. Los resultados se muestran en las figuras 5.21 y 5.22. En estas figuras se observa que los micromovimientos son menores, para la mayoría de los casos, para una estructura de Cobalto Cromo en los implantes estándar y que permanecen prácticamente constantes en los implantes cigomáticos. De acuerdo a esto, sería recomendable usar materiales con mayor módulo de elasticidad en la estructura.

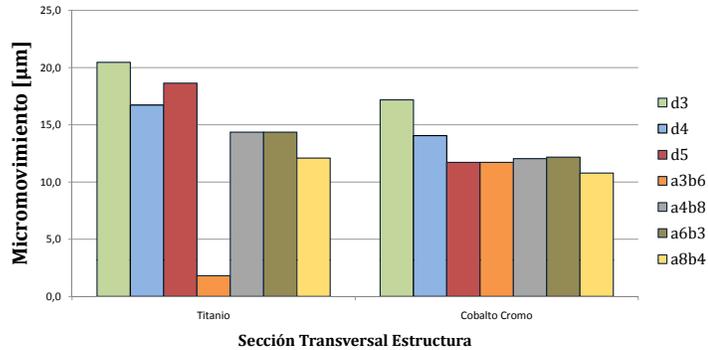


Figura 5.21: Micromovimiento en implantes estándar en función del material de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

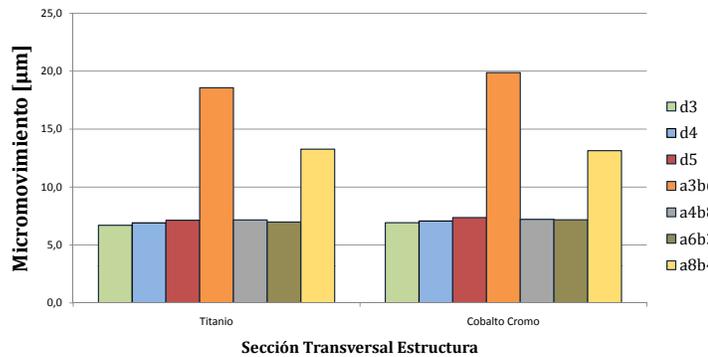


Figura 5.22: Micromovimiento en implantes cigomáticos en función del material de la estructura para modelo de maxilar heterogéneo ortotrópico.

5.4. Comparación entre Modelos de Maxilar

En las figuras 5.3, 5.4, 5.5 y 5.6 se pueden observar las diferencias entre los cuatro modelos. La mayor diferencia en los valores de micromovimiento obtenidos se dan entre los modelos homogéneos y heterogéneos, esto se debe a que el micromovimiento está relacionado con la diferencia entre las deformaciones en el maxilar y los implantes, es decir, a mayor diferencia entre los módulos de elasticidad de los implantes y el maxilar se obtienen mayores micromovimientos. Es por esto, que considerar la existencia

del hueso trabecular, un material más blando que el hueso cortical, en la zona interior del hueso maxilar es uno de los factores más importantes del modelo. Además con valores de micromovimientos más altos es más fácil observar tendencias en la variación de estos valores con la sección transversal de la estructura. Entre los modelos homogéneos y heterogéneos se observan diferencias en el lugar donde se producen los micromovimientos máximos; en los modelos homogéneos los micromovimientos máximos se tienen en los implantes cigomáticos y en los modelos heterogéneos se tienen en los implantes estándar. Esto se debe a que en los modelos heterogéneos los implantes estándar están un 92,4 % en contacto con el hueso trabecular, en cambio, los implantes cigomáticos sólo un 50,2 %. Esta diferencia se muestra en la figura 5.23.

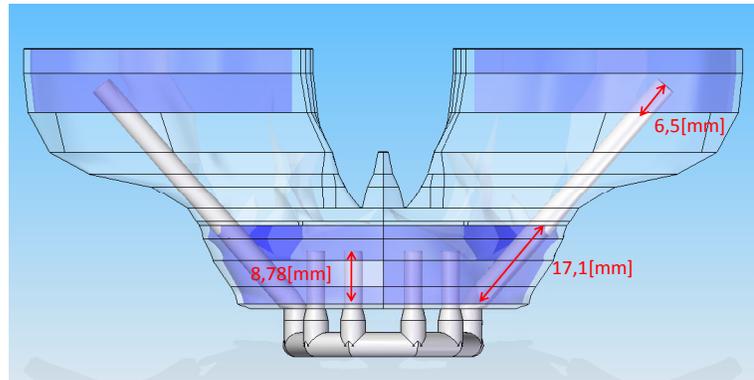


Figura 5.23: Anclaje de implantes en modelos heterogéneos.

Con respecto a la inclusión de propiedades ortotrópicas en los modelos, se observa que en el caso de los modelos homogéneos cuando se tenían propiedades isotrópicas el micromovimiento en los implante estándar permanecía prácticamente constante para todas las secciones transversales y al considerar propiedades ortotrópicas en se observaron variaciones importantes. Algo similar ocurrió en los modelos heterogéneos, pero con los valores del micromovimiento en los implantes cigomáticos, con propiedades isotrópicas se mantienen constantes y con propiedades ortotrópicas se observan variaciones con respecto a la sección transversal de la estructura. Tanto en modelos homogéneos como heterogéneos, se observa una disminución en los valores de micromovimiento al considerar propiedades ortotrópicas, esto se debe a que el módulo de elasticidad en la dirección vertical en los modelos ortotrópico es mayor que el módulo de elasticidad en los modelo isotrópicos.

Capítulo 6

Conclusiones

Se desarrolló una metodología para simular el comportamiento de implantes dentales sometidos a carga inmediata en el maxilar superior utilizando cuatro modelos de material para el maxilar superior, para cada uno de estos modelos se estudió la influencia de la sección transversal de la estructura en el micromovimiento, además se analizó la variación del micromovimiento con respecto a la posición de las fuerzas aplicadas y también con respecto al material de la estructura.

Del análisis de la posición de las fuerzas se concluyó que para los implantes estándar los menores micromovimientos se producen con las fuerzas aplicadas en la zona de los molares. No se observó el mismo comportamiento para los implantes cigomáticos, ya que para estos implantes se obtienen menores valores de micromovimiento con las fuerzas aplicadas en la zona de los caninos.

A partir del análisis de los diferentes modelos de material para el maxilar superior se concluyó que de los dos factores estudiados, la homogeneidad versus heterogeneidad y la isotropía versus la ortotropía, el primero es más relevante ya que se aprecian cambios en los valores del micromovimiento 5 veces mayores en los modelos heterogéneos en comparación con los modelos homogéneos, esto se explica debido a que el hueso trabecular incluido en los modelos heterogéneas tiene un módulo de elasticidad aproximadamente 30 veces menor que el módulo de elasticidad del hueso cortical. En este caso aumentan los valores del micromovimiento debido a un aumento en las deformaciones en el maxilar. Por otro lado, al considerar un hueso ortotrópico, los valores del micromovimiento disminuyen en comparación a los modelos isotrópicos debido a que el módulo de elasticidad en la dirección de donde la componente de la fuerza es mayor, es más alto que el módulo de elasticidad isotrópico equivalente.

Con respecto al material de la estructura se observó que con un material con mayor módulo de elasticidad como la aleación de Cobalto Cromo se obtuvieron menores micromovimientos, esto se explica por el hecho de que al tener mayor módulo de elasticidad se tienen menores deformaciones en la estructura, la cual se transmite a los implantes produciendo un menor micromovimiento.

Después de ver los resultados del micromovimiento para los diferentes modelos de material del maxilar en función de la sección transversal de la estructura, es difícil establecer un comportamiento común para todos los modelos, a pesar de esto, en la mayoría de los casos se observó que los valores obtenidos de micromovimiento o permanecen prácticamente constante o disminuyen al aumentar el área y/o el segundo momento de área de la sección transversal. Este comportamiento se observó de forma alternada en los diferentes modelos, es decir, en unos modelos los implantes estándar presentaban un micromovimiento con poca variación y los cigomáticos tenían una variación más importante y en otros modelos ocurría lo contrario, este comportamiento se explicó por el porcentaje de contacto que tenían los dos tipos de implantes con el

hueso trabecular en los modelos heterogéneos. La forma en cómo variaron los valores de micromovimiento en función de las diferentes secciones transversales se explicó a través de la variación de esfuerzos en la estructura y como se transmitían a los implantes y el maxilar, relacionando esto con los dos factores del micromovimiento: la diferencia de deformación por propiedades elásticas diferentes y por el deslizamiento con roce entre las superficies.

Finalizado el análisis de resultados surge la pregunta de qué sección transversal produce menores micromovimientos en los implantes. Esta pregunta no se puede responder directamente con los resultados obtenidos, ya que el comportamiento varía de un modelo a otro y es diferente en los implantes estándar y cigomáticos. Con respecto a los modelos, los modelos heterogéneos son más confiables, debido a que despreciar la presencia del hueso trabecular es una simplificación que aleja demasiado al modelo de lo que ocurre realmente. Además es necesario estudiar cada caso en particular, por ejemplo si se tiene a un paciente con mala calidad ósea en la zona de los implantes estándar hay que poner más atención en esa zona, por el contrario, para un paciente que ha sufrido una reabsorción avanzada es necesario poner atención en el micromovimiento en los implantes cigomáticos.

Para futuros trabajos que continúen la línea de investigación de este trabajo se hacen las siguientes recomendaciones:

- Considerar implantes con rosca, lo que implica enfocarse más en el proceso de mallado y generación de geometrías.
- Incluir cargas dinámicas en el modelo.
- Hacer un estudio más en detalle de las condiciones de borde que representen de forma más realista el proceso de masticación.
- Enfocarse en modelos heterogéneos y obtener más resultados para hacer un análisis mas exhaustivo.
- Realizar con mayor detalle el modelo heterogéneo, utilizando la información obtenida de las tomografías computacionales para definir las propiedades del hueso.
- Dado el gran volumen de resultados que se obtiene, y la cantidad de variables involucradas se recomienda utilizar métodos más complejos para encontrar correlaciones entre las diferentes variables.

Bibliografía

- [1] P.I. Branemark, B.O. Hansson, R. Adell, U. Rieine, J. Lindström, O. Hallén, A. Ohman, *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scandinavian plastic and reconstructive surgery International Journal of Oral Surgery*, Volume 10, Issue 6, 1981, p. 387-416
- [2] M. Abdul-Kadira, U. Hansena, R. Klabundec, D. Lucasa, A. Amisa, *Finite element modelling of primary hip stem stability: The effect of interference fit*, 2007
- [3] A.S. Bonnet, M. Postaireb, P. Lipinskia, *Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position*, *Medical Engineering and Physics*, 31(2009) p.806-815.
- [4] H.L. Huang, J.T. Hsu, L.J. Fuh, M.G. Tu, Ch.Ch. Ko, Y.W. Shen, *Bone stress and interfacial sliding analysis of implant design on a immediately loaded maxillary implant: A non-linear finite element study*, 2008
- [5] Carvajal, J.C., Von Martens, A., Leighton Y. *Función oclusal inmediata con implantes cigomáticos en maxilares severamente reabsorbidos*, *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral*, vol. 2(3), 2009
- [6] J. Cano, J. Campo, B. Palacios, A. Bascones, *Mecanobiología de los huesos maxilares. I. Conceptos generales*, *Av. Odontoestomatol* 2007; 23 (6): p.347-358.
- [7] N. Okumura, R. Stegaroiu, E. Kitamura, K. Kurokawa, S. Nomura, *Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: A three-dimensional finite element analysis*, 2010
- [8] A. Boronat-López, M. Peñarrocha-Diago, O. Martínez-Cortissoz, I. Mínguez-Martínez, *Resonance frequency analysis after the placement of 133 dental implants*, *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11:E272-6.
- [9] M.B. Donald, J. Earle *Forces Exerted on the Human Mandible by the Muscles of Occlusion*, *Journal of the dental research*, 13, p.243, 1933.
- [10] Poiate, I., Vasconcellos, A.B., Andueza, A., Pola, I., Poiate, E. *Three Dimensional Finite Element Analyses of Oral Structures by Computerized Tomography*, 2008
- [11] D. Corbo *Tomografía Axial Computada*, 2004
- [12] S. Saada, *Elasticity: Theory and Applications*, Second Edition, Krieger Publishing Company, 1993.

- [13] G. Dubois, M. Daas , A-S. Bonnet, P. Lipinski *Biomechanical study of a prosthetic solution based on an angled abutment: case of upper lateral incisor*, Med Eng Phys 2007;29:989–98.
- [14] J. Braz. *Contact with Friction using the Augmented Lagrangian Method: a Conditional Constrained Minimization Problem*, Soc. Mech. Sci. vol.22 n.2 Campinas, 2000.
- [15] Solid Edge User's Manual.
- [16] Ansys Product Documentation.
- [17] Baggi, L. Cappelloni, I. Di Girolamo, M. Maceri F. Vairo, G. *The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis*, The Journal of Prosthetic Dentistry, Volume 100, Issue 6, December 2008, p.422-431

Anexo A

Equivalencia entre Propiedades Ortotrópicas e Isotrópicas

El desarrollo que se muestra a continuación tiene por objetivo de demostrar que las propiedades del material utilizadas para el hueso isotrópico son equivalentes a las propiedades utilizadas en el material ortotrópico[3]. La matriz de rigidez para un material ortotrópico se puede escribir como:

$$C^{ortho} = \begin{pmatrix} \frac{1}{E_x} & -\frac{\nu_{yx}}{E_y} & -\frac{\nu_{zx}}{E_z} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xy}}{E_x} & \frac{1}{E_y} & -\frac{\nu_{zy}}{E_z} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xz}}{E_x} & -\frac{\nu_{yz}}{E_z} & \frac{1}{E_y} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xy}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xz}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xz}} \end{pmatrix}. \quad (A.1)$$

Para determinar el módulo de elasticidad E y el coeficiente de Poisson ν de un material isotrópico equivalente, es necesario comparar ambas energías de deformación. La densidad de energía de deformación se calcula usando la siguiente expresión:

$$W = \frac{1}{2} \sum_{i,j=1}^3 \epsilon_{ij} \sigma_{ij}. \quad (A.2)$$

Usando la ley de Hooke generalizada, la ecuación anterior se puede escribir como:

$$W = \frac{1}{2} \sum_{i,j,k,l=1}^3 \sigma_{ij} C_{ijkl} \sigma_{ij}. \quad (A.3)$$

La equivalencia de las energías de deformación se realiza para dos cargas elementales: presión hidroestática y corte tridimensional. Los estados de esfuerzos son los siguientes:

- $\sigma_{11} = \sigma_{22} = \sigma_{33} = \sigma$ para presión hidroestática.
- $\sigma_{12} = \sigma_{23} = \sigma_{13} = \tau$ para corte tridimensional.

Las expresiones para las densidades de energía para materiales ortotrópicos e isotrópicos son las siguientes:

- Presión hidroestática.

$$W_{hyd}^{ortho} = \frac{1}{2}\sigma^2 \left(\frac{1}{E_x} + \frac{1}{E_y} + \frac{1}{E_z} - 2\frac{\nu_{yx}}{E_y} - 2\frac{\nu_{zy}}{E_z} - 2\frac{\nu_{xz}}{E_x} \right). \quad (A.4)$$

$$W_{hyd}^{iso} = \frac{1}{2}\sigma^2 \frac{3}{E}(1 - 2\nu). \quad (A.5)$$

- Corte tridimensional

$$W_{shear}^{ortho} = \frac{1}{2}\tau^2 \left(\frac{1}{G_{xy}} + \frac{1}{G_{yz}} + \frac{1}{G_{zx}} \right). \quad (A.6)$$

$$W_{shear}^{iso} = \frac{1}{2}\tau^2 \frac{3}{G}. \quad (A.7)$$

Al igualar las densidades de energías de las dos cargas se tiene lo siguiente:

$$\left(\frac{1}{E_x} + \frac{1}{E_y} + \frac{1}{E_z} - 2\frac{\nu_{yx}}{E_y} - 2\frac{\nu_{zy}}{E_z} - 2\frac{\nu_{xz}}{E_x} \right) = \frac{3}{E}(1 - 2\nu) = \frac{1}{K}, \quad (A.8)$$

$$\frac{1}{G_{xy}} + \frac{1}{G_{yz}} + \frac{1}{G_{zx}} = \frac{3}{G}, \quad (A.9)$$

o

$$K = \frac{E_x E_y E_z}{(1 - 2\nu_{xz})E_y E_z + (1 - 2\nu_{yx})E_x E_z + (1 - 2\nu_{zy})E_x E_y}, \quad (A.10)$$

$$G = \frac{3G_{xy}G_{yz}G_{zx}}{G_{yz}G_{zx} + G_{xy}G_{zx} + G_{xy}G_{yz}}, \quad (A.11)$$

donde K es el módulo de compresibilidad del material isotrópico equivalente.

Usando las relaciones usuales verificadas para un material isotrópico, se puede calcular los valores de E y ν :

$$E = \frac{9KG}{3K + G} \quad (A.12)$$

$$\nu = \frac{3K - 2G}{2(3K + G)} \quad (A.13)$$

Anexo B

Tutorial Modelación

B.1. Generación de Geometría del Maxilar Superior

Para generar la geometría del maxilar superior se utilizó el programa CAD Solid Edge. Se tomó como base tomografías computacionales del maxilar superior de un paciente real, las cuales consisten en imágenes de cortes axiales de la estructura ósea a modelar (ver figura B.1). En Solid Edge se utilizó el módulo **Solid Part** (ver figura B.2).

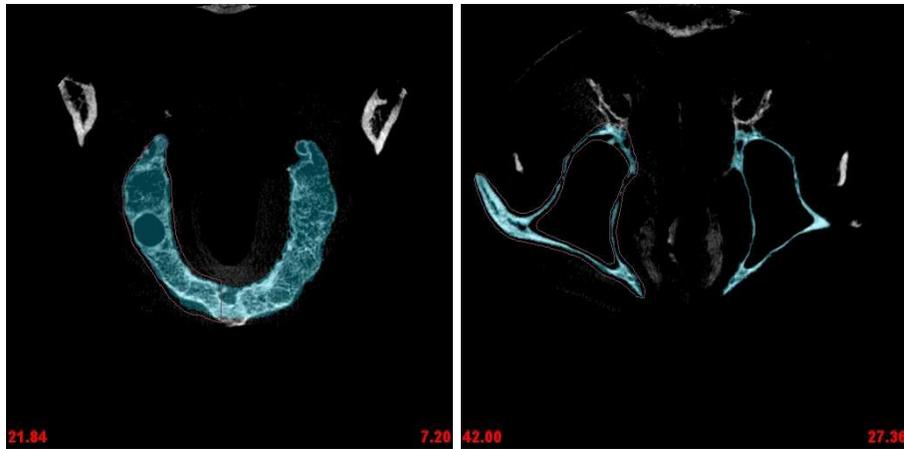


Figura B.1: Tomografías computacionales.

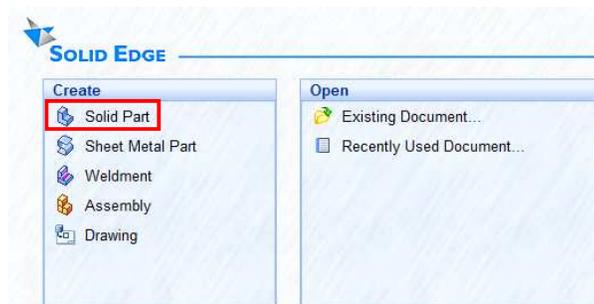


Figura B.2: Menú inicial de Solid Edge.

Utilizando la herramienta de boceto se insertó una imagen de la tomografía computacional, a la cual dibujando encima los contornos con las herramientas de boceto (puntos, líneas, curvas, etc.) se obtuvo como resultado el boceto que se muestra en la figura B.3.

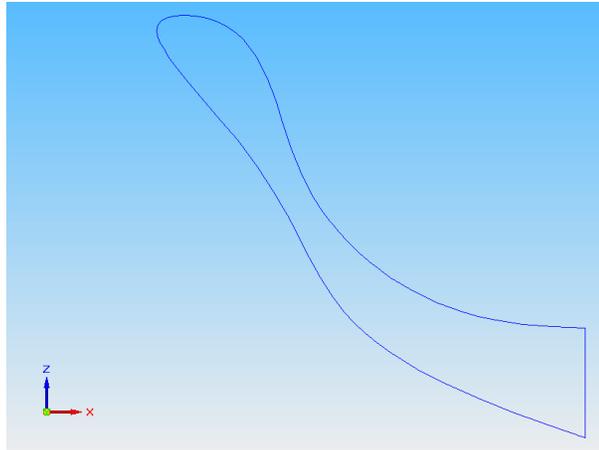


Figura B.3: Boceto basado en tomografía computacional.

Se repitió el paso anterior con los siguientes cortes de la tomografía en planos paralelos al anterior, a una distancia igual a la separación de las imágenes. Como resultado se obtienen los bocetos que se muestran en la figura B.4.

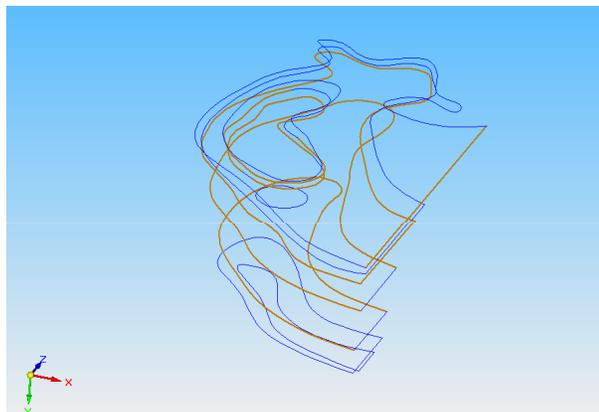


Figura B.4: Bocetos basados en tomografía computacional.

Utilizando la herramienta de **Lofted Protusion** (ver figura B.5) se generó un volumen sólido que une los dos bocetos creados. Debido a la complejidad de la geometría es importante definir una cantidad suficiente de guías para la operación, puede ser mediante puntos o líneas.

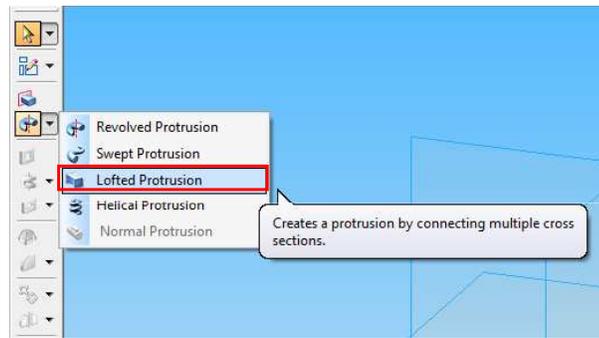


Figura B.5: Herramienta Lofted Protusion.

Como resultado del paso anterior se obtiene un sólido como el que se muestra en la figura B.6. Este paso se repite con todos los cortes que se estimen necesarios para reconstruir el maxilar superior. El resultado final se muestra en la figura B.7.

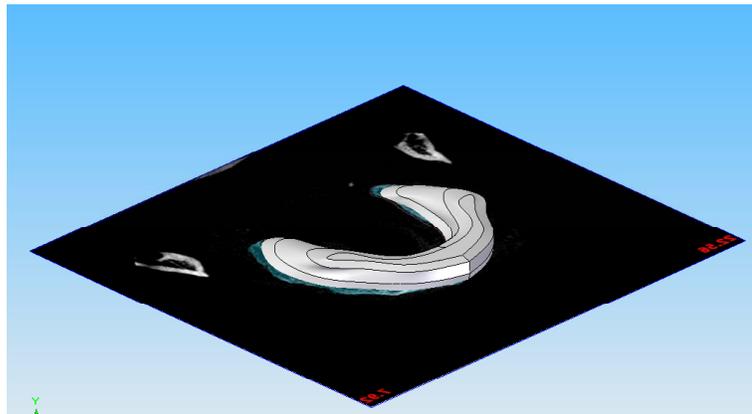


Figura B.6: Resultado de la herramienta Lofted Protusion.

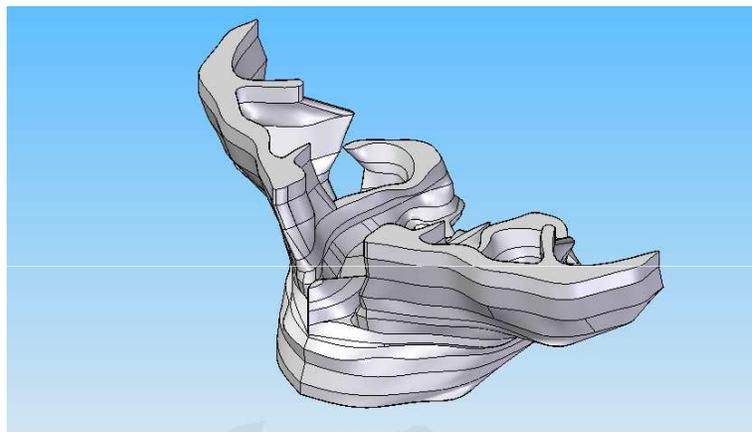


Figura B.7: Modelo del maxilar superior en Solid Edge.

El sólido obtenido se guarda en algún formato compatible con el ANSYS, que será el programa de Elementos Finitos utilizado. Se recomienda el formato ParaSolid *.x_b*.

En el caso del maxilar con hueso cortical y trabecular, la forma de generar el maxilar es la misma que la descrita anteriormente, con la diferencia es que ahora hay que hacer las operaciones de lofted protusion con los contornos internos y externos, con lo que se obtiene dos sólidos, los cuales se unirán en el módulo **Assembly**.

Para el maxilar ortotrópico, una vez creado el sólido del maxilar superior, se dividirá en 4 partes las cuales se unirán en el módulo **Assembly**.

En este tutorial no se incluirán los pasos necesarios para crear el conjunto que incluye el maxilar, los implantes y la estructura de unión.

B.2. Modelación en Elementos Finitos

Como se mencionó anteriormente el programa de elementos utilizado fue ANSYS. Al abrir el programa hay que seleccionar el módulo en donde se trabajará, en todos los casos modelados se consideraron cargas estáticas, por lo que el módulo a seleccionar es el **Static Structural** (ver figura B.8).

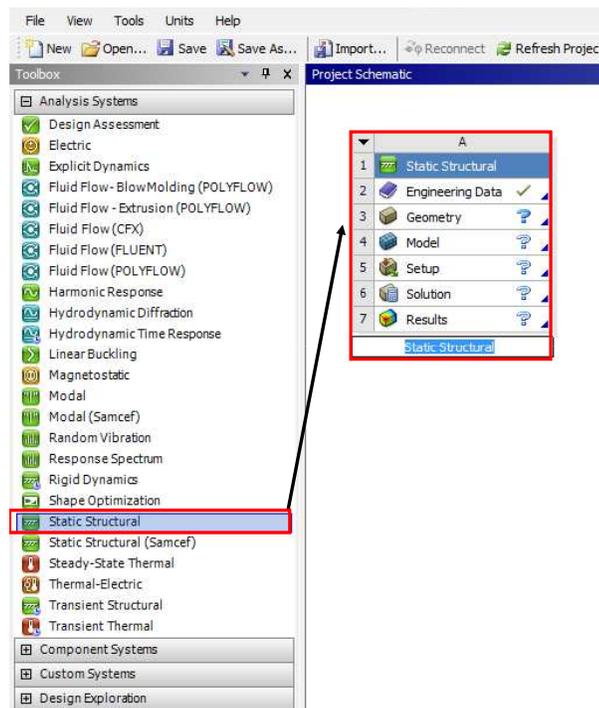


Figura B.8: Menú principal de Ansys.

Una vez seleccionado el módulo en donde se trabajará, el siguiente paso es definir los materiales a utilizar en el modelo. Para esto se selecciona la celda **Engineering Data**, en donde veremos la pantalla que se muestra en la figura B.9. Lo primero es crear los materiales necesarios en el **Outline of Schematic A2: Engineering Data**, luego seleccionamos el tipo de material del **Toolbox** (Isotropic Elasticity o Orthotropic Elasticity según corresponda) y finalmente se ingresan las propiedades correspondientes en **Properties of Outline Row 3**.

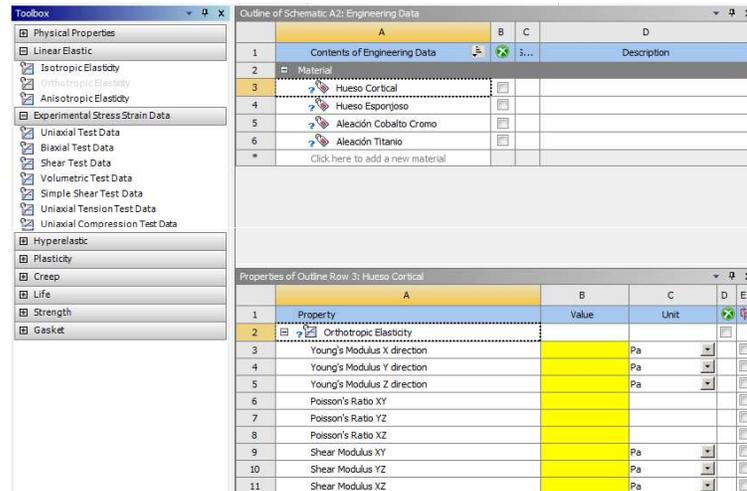


Figura B.9: Engineering Data.

Para importar la geometría, en la celda **Geometry**, hacer clic con el botón secundario, seleccionar *Import Geometry* → *Browse...* y luego seleccionar el archivo ParaSolid (ver figura B.10), el cual es un conjunto que incluye el maxilar superior, los implantes y la estructura de unión.

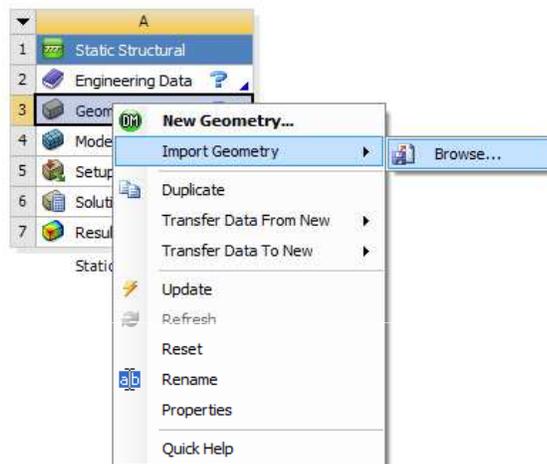


Figura B.10: Menú para importar geometría.

Con la geometría importada hacer doble clic en la celda **Model**, al hacer esto se abrirá una nueva ventana. En la parte izquierda de esta nueva ventana se ubica el outline, en donde se ingresaran todos los parámetros necesarios para configurar el modelo.

En la rama *Coordinate System* se definirán los cuatro sistemas de coordenadas locales en el caso de que se quiera modelar el maxilar superior como un material ortotrópico. Para definir un sistema de coordenadas es necesario indicar el origen del sistema, el que puede ser definido por una selección geométrica. El origen no es un factor relevante para el modelo, ya que para modelar el material ortotrópico sólo interesa la orientación. La cual se define con respecto al sistema de coordenadas que viene por defecto en el modelo. En la figura B.11 se muestra la definición de uno de los sistemas de coordenadas.

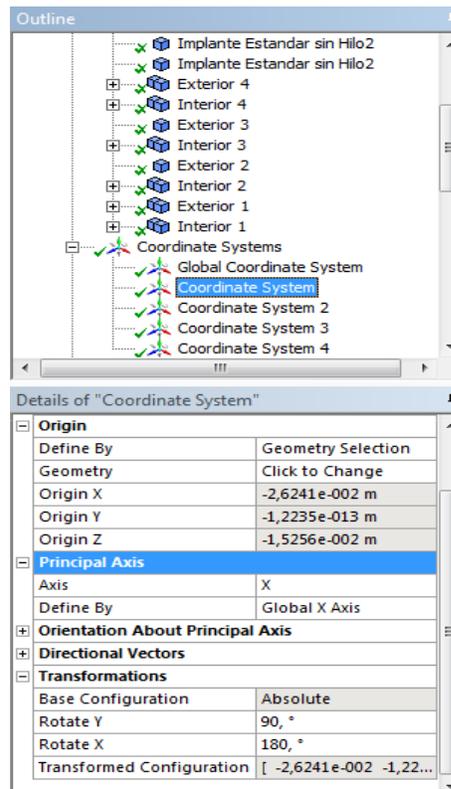


Figura B.11: Menú para crear sistema de coordenadas.

En la rama *Geometry* se encuentran todos los cuerpos sólidos que forman parte del modelo, a los cuales hay que asignarle un material los cuales fueron definidos anteriormente (ver figura B.12). Cuando corresponda, también será necesario cambiar el sistema de coordenadas.

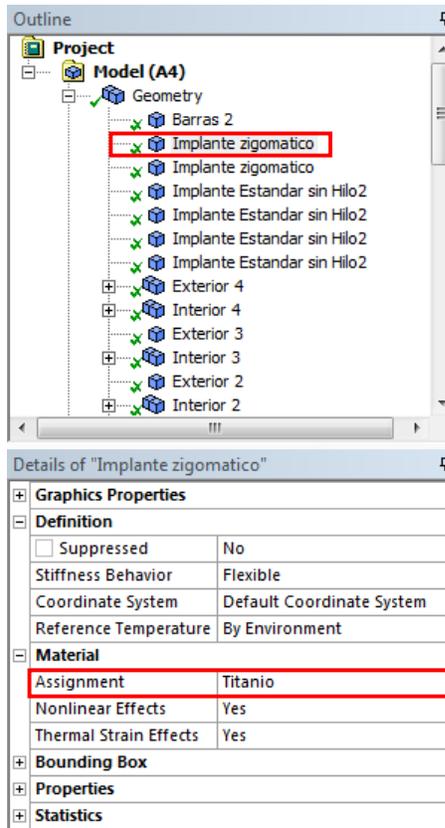


Figura B.12: Menú para asignar material.

En la rama *Connections* se definen los parámetros necesarios para modelar el contacto entre los diferentes cuerpos del modelo. Los pares de contacto son definidos automáticamente por ANSYS, por lo que sólo es necesario revisarlos e ingresar los parámetros. En el caso que se un contacto *hueso-hueso* o *metal-metal* los parámetros serán los que vienen por defecto (ver figura B.13), en el caso que se un contacto *hueso-metal*, es decir, el contacto entre los implantes y el maxilar superior, la configuración será la que se muestra en la figura B.14.

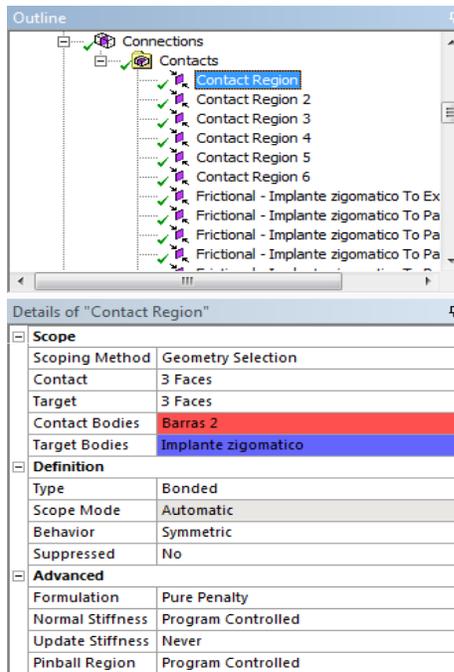


Figura B.13: Parámetros para contactos Bonded.

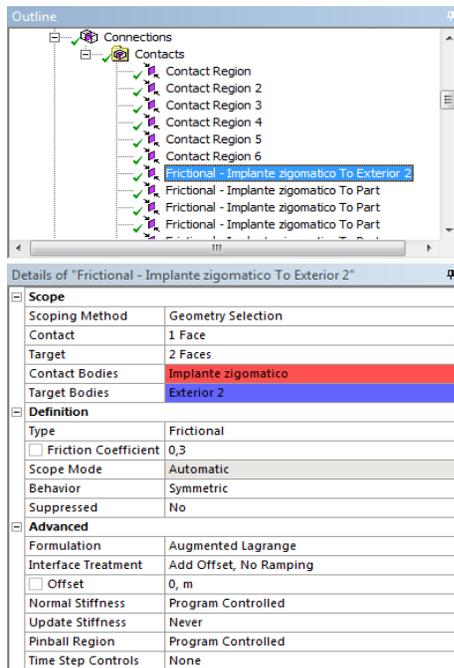


Figura B.14: Parámetros para contactos Frictional.

En la rama *Mesh* se crea la malla, el primer paso es ingresar los parámetros generales de mallado, los cuales se muestran en la figura B.15. Luego es necesario refinar las zonas de contacto entre el maxilar superior y los implantes utilizando la herramienta *Contact Sizing* con los parámetros que se muestran en la figura B.16.

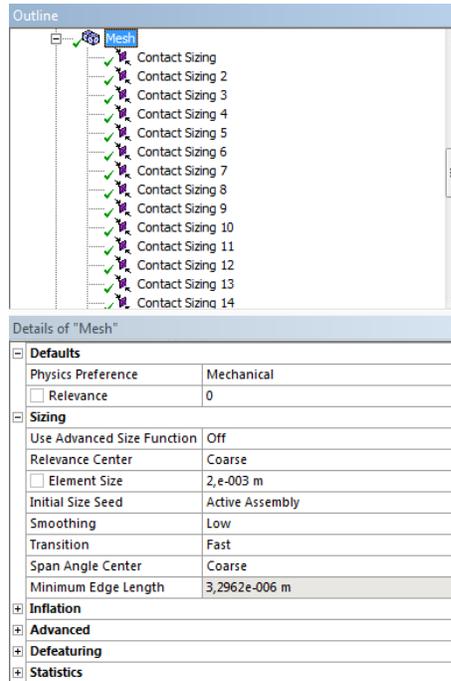


Figura B.15: Parámetros para mallado general.

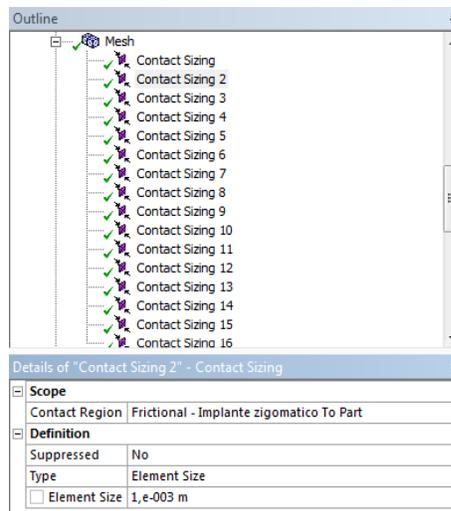


Figura B.16: Parámetros para mallado zona interfaz maxilar superior - implante.

En la rama *Static Structural A5* se definen las cargas y condiciones de borde, los parámetros del análisis

y los datos que se desean para el Post Procesamiento. Haciendo clic con el botón secundario sobre *Static Structural A5*, luego en Insert seleccionar *Force* o *Fixed Displacement* de acuerdo a lo que se desee agregar (ver figura B.17. Finalmente completar los parámetros que piden cada uno de estos elementos.

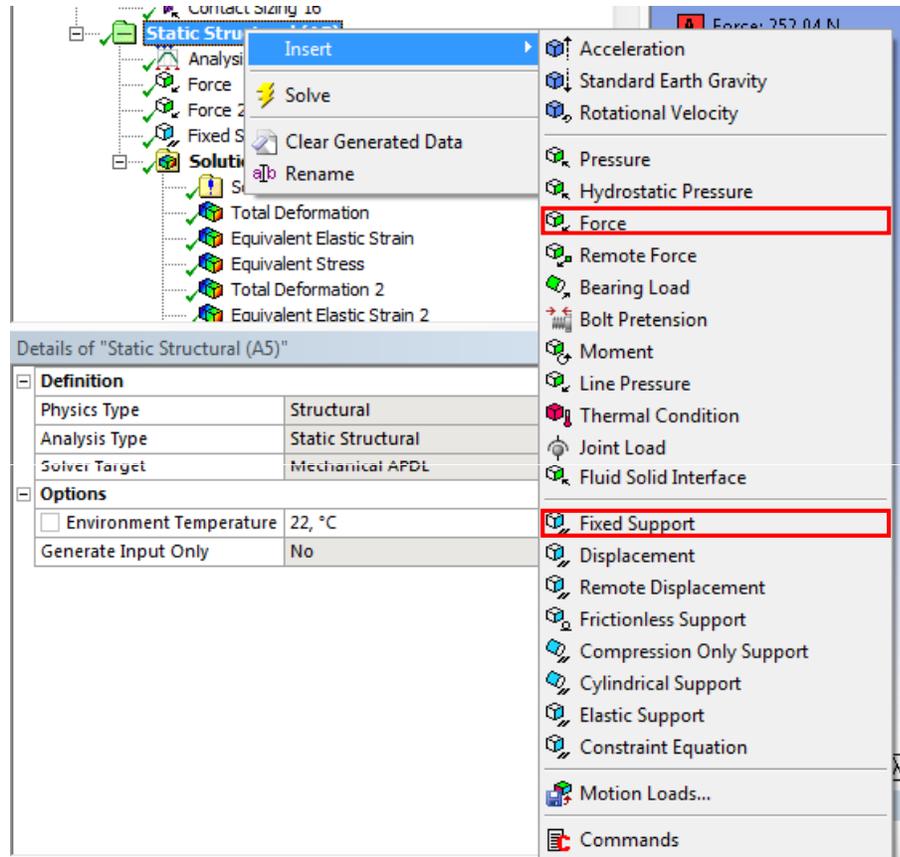


Figura B.17: Menú para agregar cargas y condiciones de borde.

Para la configuración del análisis se dejan los parámetros que vienen por defecto para el análisis estático. Para agregar resultados hacer clic con el botón derecho en la rama *Solution* y agregar los resultados necesarios. Para el maxilar superior se considerarán los resultados de:

- Total Deformation.
- Maximum Principal Elastic Strain.
- Maximum Principal Stress.

Para la estructura de unión y los implantes se considerarán los resultados de:

- Total Deformation.
- Equivalent (von Mises) Elastic Strain.
- Equivalent (von Mises) Stress.

Además para los implantes se agregará una *Contact Tool* en donde se considerarán los resultados de:

- Status.
- Penetration.
- Sliding Distance.

Finalmente, para ejecutar el cálculo hacer clic en el botón **Solve** (ver figura B.18).

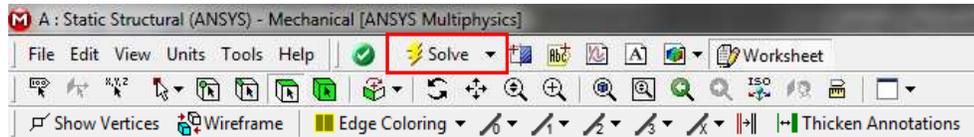


Figura B.18: Botón Solve.