



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

**ANÁLISIS NUMÉRICO DEL MICROMOVIMIENTO DE DISTINTOS
TIPOS DE SUPRAESTRUCTURA E IMPLANTES DENTALES
SOMETIDOS A CARGA INMEDIATA**

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

CLAUDIO XAVIER MUTIZABAL GRAMEGNA

**SANTIAGO DE CHILE
JUNIO DE 2012**



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

**ANÁLISIS NUMÉRICO DEL MICROMOVIMIENTO DE DISTINTOS
TIPOS DE SUPRAESTRUCTURA E IMPLANTES DENTALES
SOMETIDOS A CARGA INMEDIATA**

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

CLAUDIO XAVIER MUTIZABAL GRAMEGNA

**PROFESOR GUÍA:
ROGER BUSTAMANTE PLAZA**

**MIEMBROS DE LA COMISIÓN:
JULIO TOBAR REYES
JUAN CARLOS CARVAJAL HERRERA**

Este trabajo ha sido patrocinado por la Escuela de Graduados de la facultad de Odontología de la Universidad de Chile

**SANTIAGO DE CHILE
JUNIO DE 2012**

RESUMEN:

ANÁLISIS NUMÉRICO DEL MICROMOVIMIENTO DE DISTINTOS TIPOS DE SUPRAESTRUCTURA E IMPLANTES DENTALES SOMETIDOS A CARGA INMEDIATA

Los estándares actuales del tratamiento de implantes dentales apuntan a considerar las siguientes circunstancias: una experiencia no traumática, cirugía mínimamente invasiva y función inmediata. Este último factor es sumamente relevante en el proceso biológico de adaptación del hueso al implante, llamado oseointegración.

Cargar un implante antes de que se integre con el hueso que lo aloja genera un fenómeno de movimiento relativo entre el implante y el hueso, conocido en la literatura como micromovimiento. Valores sobre un umbral aproximado de 150 [μm] generan daño en el material óseo impidiendo que ocurra el proceso de oseointegración.

Un método útil para estudiar el micromovimiento es realizar simulaciones mediante el Método de Elementos Finitos. Este método permite modelar, simular y obtener resultados que difícilmente pueden ser obtenidos experimentalmente. Para obtener resultados válidos se toman en consideración factores numéricos, biológicos y mecánicos. Se trabajó con un modelo estructural estático con contactos no lineales. Se encontró una formulación adecuada para el tipo de contacto, dividiendo la carga en una cantidad de pasos que permitió la convergencia del modelo. Además se consideró el material óseo como un medio donde se distinguen dos tipos de tejido: cortical y trabecular.

Se estudiaron distintos tipos de conjuntos supraestructura-implantes y se analizó la influencia de la sección transversal de la supraestructura así como también su material de fabricación. Un factor que se consideró, y que corresponde a una mejora respecto de trabajos similares anteriores, fue el hilo en los implantes estándar. A lo largo de este trabajo se desarrolló una metodología para generar un modelo, con todos los factores mencionados anteriormente, importable en el software comercial de elementos finitos ANSYS. Se utilizó éste programa para obtener los resultados. Finalmente estos últimos se interpretaron y elaboraron las pertinentes conclusiones.

Se determinó que los valores de micromovimiento de todos los casos simulados se encuentran bajo el valor crítico de generación de problemas para la oseointegración. Un factor relevante en la distribución y valor máximo de micromovimiento y esfuerzo es la consideración geométrica del hilo en los implantes. El material de construcción de la supraestructura muestra ser otro factor relevante en los valores máximos de micromovimiento de los distintos modelos. No se encontró una relación clara entre la sección transversal de la supraestructura y el micromovimiento.

INDICE DE CONTENIDOS:

| | | |
|--------|---|----|
| 1. | Introducción: | 1 |
| 1.1. | Antecedentes Generales: | 1 |
| 1.2. | Motivación: | 1 |
| 1.3. | Objetivos y limitaciones: | 2 |
| 1.3.1. | Objetivo General: | 2 |
| 1.3.2. | Objetivos Específicos: | 2 |
| 1.3.3. | Alcances: | 3 |
| 2. | Antecedentes: | 3 |
| 2.1. | Estructura Ósea: | 3 |
| 2.1.1. | Propiedades Mecánicas: | 3 |
| 2.1.2. | Estructura a Analizar: | 5 |
| 2.2. | Masticación | 6 |
| 2.3. | Tomografía Axial Computarizada (TAC): | 6 |
| 2.4. | Protocolo de Carga Inmediata: | 8 |
| 2.4.1. | Consideraciones Biológicas: | 8 |
| 2.5. | Conjunto Supraestructura-Implante: | 8 |
| 2.5.1. | Supraestructura: | 8 |
| 2.5.2. | Implantes: | 9 |
| 2.5.3. | Propiedades mecánicas: | 10 |
| 2.6. | Micromovimiento: | 10 |
| 2.7. | Elasticidad Lineal y Método de Elementos Finitos: | 11 |
| 2.7.1. | Elasticidad Lineal | 11 |
| 2.7.2. | Método de Elementos Finitos | 13 |
| 2.8. | Simulaciones numéricas | 13 |
| 3. | Modelación General del Problema | 15 |
| 3.1. | Modelación de Geometrías: | 15 |
| 3.1.1. | Generación de Hueso: | 16 |
| 3.1.2. | Creación de Cavidades Trabeculares | 17 |
| 3.1.3. | Generación de Implantes: | 18 |
| 3.1.4. | Posicionamiento de Implantes | 20 |
| 3.1.5. | Supraestructura Temporal: | 21 |
| 3.1.6. | Ensamblaje Supraestructura- Implante: | 21 |
| 3.1.7. | Creación de Cavidades Implante | 22 |
| 3.1.8. | Modelos Geométricos Generados: | 24 |
| 3.2. | Mallado del modelo | 25 |
| 3.2.1. | ICEM CFD: | 25 |
| 3.2.2. | Formato .CDB | 28 |
| 3.2.3. | Asignación ortotropía | 31 |
| 3.3. | Trabajo en ANSYS | 33 |
| 3.3.1. | Importación en ANSYS | 34 |
| 3.3.2. | Zonas de contacto | 35 |
| 3.3.3. | Restricciones al movimiento: | 38 |
| 3.3.4. | Cargas aplicadas | 39 |
| 3.3.5. | Configuración Solver | 40 |
| 4. | Validación del Modelo y Análisis de Sensibilidad de las Variables | 40 |
| 4.1. | Introducción: | 40 |
| 4.2. | Consideraciones generales del problema | 41 |
| 4.3. | Validación de la Malla: | 43 |
| 4.3.1. | Mallas | 43 |
| 4.3.2. | Resultados | 45 |
| 4.4. | Estudio de variables: | 49 |
| 4.4.1. | CASO 1: Geometría de Implante | 49 |

| | | |
|--------|---|----|
| 4.4.2. | CASO 2: El ángulo de posición de implante | 50 |
| 4.4.3. | CASO 3: Profundidad del implante..... | 50 |
| 4.4.4. | CASO 4: Ángulo de Carga | 51 |
| 4.4.5. | CASO 5: Magnitud de la carga | 51 |
| 4.4.6. | CASO 6: Ortotropía del hueso | 52 |
| 4.4.7. | CASO 7: Coeficiente de Fricción | 53 |
| 4.4.8. | CASO 8: Restricción el movimiento | 53 |
| 4.4.9. | Resultados:..... | 53 |
| 5. | Resultados del modelo: | 57 |
| 5.1. | Calidad del elemento | 58 |
| 5.2. | Prueba de simetría: | 59 |
| 5.3. | Micromovimientos | 60 |
| 5.4. | Esfuerzos: | 65 |
| 5.5. | Otros resultados: | 69 |
| 5.5.1. | Status..... | 69 |
| 5.5.2. | Gap | 70 |
| 5.5.3. | Penetración: | 71 |
| 5.5.4. | Deformación: | 71 |
| 6. | Análisis y Discusión de Resultados..... | 72 |
| 6.1. | Validación del modelo:..... | 72 |
| 6.2. | Prueba de simetría:..... | 73 |
| 6.1. | Micromovimiento | 74 |
| 6.2. | Esfuerzos | 75 |
| 6.3. | Análisis de variables | 78 |
| 7. | Conclusiones | 80 |
| 8. | Bibliografía:..... | 84 |

INDICE DE TABLAS:

| | |
|--|----|
| Tabla 2.1: Propiedades Mecánicas del tejido óseo..... | 5 |
| Tabla 2.2: Propiedades Mecánicas de materiales de Supraestructura e Implantes..... | 10 |
| Tabla 4.1: Relación Micromovimiento y Esfuerzo máximo con tamaño del elemento..... | 49 |
| Tabla 4.2: Relación Micromovimiento con Variación..... | 57 |
| Tabla 5.1: Valores máximos de Micromovimiento según modelo de implante: | 65 |
| Tabla 5.2: Valores máximos de Esfuerzos según modelo | 69 |

INDICE DE FIGURAS:

| | |
|---|----|
| Figura 2.1: Fases del hueso..... | 4 |
| Figura 2.2: Fémur humano..... | 5 |
| Figura 2.3: Estructura biológica a analizar..... | 6 |
| Figura 2.4: Funcionamiento esquemático simplificado de un equipo TAC..... | 7 |
| Figura 2.5: Supraestructura generada en CAD de prótesis dental..... | 9 |
| Figura 2.6: Implantes Estándar y Cigomáticos..... | 10 |
| Figura 2.7: Modelo material Heterogéneo Otrotrópico..... | 14 |
| Figura 2.8: Dimensiones y geometría de implante estándar y cigomático respectivamente..... | 14 |
| Figura 3.1: Sólidos generados por Materialise..... | 17 |
| Figura 3.2: Geometría biológica en software CAD a estudiar..... | 18 |
| Figura 3.3: Medidas de implantes estándar desarrollados en SolidWorks..... | 19 |
| Figura 3.4: Medidas de implantes cigomáticos desarrollados en SolidWorks..... | 19 |
| Figura 3.5: Diseño de implantes desarrollados en SolidWorks..... | 20 |
| Figura 3.6: Posicionamiento de implantes..... | 21 |
| Figura 3.7: Generación de supraestructuras por curvas guías..... | 21 |
| Figura 3.8: Conjuntos de ensamblajes Supraestructura-Implante (sin hilos) estudiados..... | 22 |
| Figura 3.9: Conjuntos de ensamblajes Supraestructura-Implantes (con hilos) estudiados..... | 22 |
| Figura 3.10: Ensamblaje Supraestructura-Implantes enviado a Materialise..... | 22 |
| Figura 3.11: Cortes de geometría biológica con cavidades para implantes..... | 23 |
| Figura 3.12: Comparación entre operación real e implantes en la geometría preparada..... | 24 |
| Figura 3.13: Modelo de mitad de estructura..... | 25 |
| Figura 3.14: Disposición general elemento tipo SOLID185..... | 26 |
| Figura 3.15: Mallado del hueso cortical..... | 27 |
| Figura 3.16: Mallado del Hueso Trabecular..... | 27 |
| Figura 3.17: Mallado Implantes y Supraestructura..... | 28 |
| Figura 3.18: Mallado general del Modelo..... | 28 |
| Figura 3.19: Aplicación comando NBLOCK..... | 30 |
| Figura 3.20: Aplicación comando EBLOCK..... | 31 |
| Figura 3.21: Orientación de elementos en corte transversal..... | 32 |
| Figura 3.22: Corte transversal en vista superior mostrando ejes principales de cada elemento..... | 33 |
| Figura 3.23: Método para importar mallas y materiales en Workbench de ANSYS..... | 35 |
| Figura 3.24: Zonas de contacto entre Implantes y Hueso Trabecular..... | 36 |
| Figura 3.25: Zonas de contacto entre Implantes y Hueso Cortical..... | 37 |
| Figura 3.26: Selección zonas de contacto..... | 37 |
| Figura 3.27: Zonas de contacto Implante con Hilo..... | 37 |
| Figura 3.28: Superficies con restricción total al movimiento..... | 38 |
| Figura 3.29: Superficies con restricción en plano al movimiento..... | 38 |
| Figura 3.30: Carga mitad derecha de la Supraestructura..... | 39 |
| Figura 3.31: Carga mitad izquierda de la Supraestructura..... | 39 |
| Figura 3.32: Seteo general del Solver para el problema de contacto no lineal..... | 40 |
| Figura 4.1: Dimensiones generales del problema..... | 41 |
| Figura 4.2: Orientación de los ejes principales de cada elemento..... | 42 |
| Figura 4.3: Condiciones generales del problema..... | 43 |
| Figura 4.4: Mallas generadas..... | 44 |
| Figura 4.5: Mallas Generadas..... | 45 |
| Figura 4.6: Resultados malla 1..... | 46 |
| Figura 4.7: Resultados malla 2..... | 46 |
| Figura 4.8: Resultados malla 3..... | 47 |
| Figura 4.9: Resultados malla 4..... | 47 |
| Figura 4.10: Resultados malla 5..... | 48 |
| Figura 4.11: Resultados malla 6..... | 48 |
| Figura 4.12: Variación de la geometría del Implante..... | 50 |
| Figura 4.13: Variación del ángulo de posición del Implante..... | 50 |

| | |
|--|----|
| Figura 4.14: Variación de la profundidad de inserción del Implante | 51 |
| Figura 4.15: Variación del ángulo de presión | 51 |
| Figura 4.16: Variación de la Magnitud de Carga..... | 52 |
| Figura 4.17: Variación de los ejes principales de elementos..... | 52 |
| Figura 4.18: Variación de las restricciones al movimiento..... | 53 |
| Figura 4.19: Micromovimiento hilo Grueso (izq), Micromovimiento hilo Fino (der)..... | 54 |
| Figura 4.20: Micromovimiento ángulo implante 11,24° (izq), Micromovimiento ángulo 38,7° (der)..... | 54 |
| Figura 4.21: Micromovimiento profundidad 4 (izq), Micromovimiento profundidad 3,2 (der)..... | 54 |
| Figura 4.22: Mictomovimiento ángulo carga 5° (izq), Micromovimiento ángulo carga 10° (der)..... | 55 |
| Figura 4.23: Micromovimiento carga 500 (izq), Micromovimiento carga 1000 (der)..... | 55 |
| Figura 4.24: Micromovimiento ortotropía 1 (izq), Micromovimiento ortotropía 2 (der)..... | 55 |
| Figura 4.25: Micromovimiento fricción 0,4 (izq), Mictomovimiento fricción 0,6 (der)..... | 56 |
| Figura 4.26: Micromovimiento constraint 1 (izq), Micromovimiento constraint 2 (der)..... | 56 |
| Figura 5.1: Plano de corte de control de los resultados..... | 58 |
| Figura 5.2: Distribución de calidad del elemento hueso cortical | 58 |
| Figura 5.3: Distribución de calidad del elemento hueso trabecular maxilar | 59 |
| Figura 5.4: Distribución de calidad del elemento hueso trabecular cigomático | 59 |
| Figura 5.5: Distribución de calidad del elemento implante estándar..... | 59 |
| Figura 5.6: Distribución de Esfuerzos de Von Misses..... | 59 |
| Figura 5.7: Evolución del Micromovimiento en steps..... | 60 |
| Figura 5.8: Micromovimiento implante/ hueso cortical, modelo con hilo, 3x6, Co | 61 |
| Figura 5.9 Micromovimiento implante/ hueso trabecular, modelo con hilo, 3x6, Co..... | 62 |
| Figura 5.10 Micromovimiento implante/ hueso cortical, modelo son hilo, 3x6, Ti..... | 62 |
| Figura 5.11: Micromovimiento implante/ hueso cortical, modelo sin hilo, 3x6, Co..... | 63 |
| Figura 5.12: Micromovimiento implante/ hueso cortical. Modelo con hilo, 6x3, Co | 63 |
| Figura 5.13: Micromovimiento implante/ hueso trabecular, modelo con hilo, 6x3, Co | 64 |
| Figura 5.14: Micromovimiento implante/ hueso cortical, modelo con hilo, 6x3, Ti..... | 64 |
| Figura 5.15: Distribución de esfuerzos de von Mises, modelo sin hilo, 3x6, Ti..... | 65 |
| Figura 5.16: Distribución de esfuerzos de von Mises, modelo sin hilo, 3x6, Co | 66 |
| Figura 5.17: Distribución de esfuerzos de von Mises, modelo con hilo, 3x6, Ti..... | 66 |
| Figura 5.18: Distribución de esfuerzos de von Mises, modelo con hilo, 3x6, Co..... | 67 |
| Figura 5.19: Distribución de esfuerzos de von Mises, modelo sin hilo, 6x3, Ti..... | 67 |
| Figura 5.20: Distribución de esfuerzos de von Mises, modelo sin hilo, 6x3, Co | 68 |
| Figura 5.21: Distribución de esfuerzos de von Mises, modelo con hilo, 6x3, Ti..... | 68 |
| Figura 5.22: Distribución de esfuerzos de von Mises, modelo con hilo, 6x3, Co..... | 69 |
| Figura 5.23: Distribución de estado de contacto, modelo sin hilo, 6x3, Co..... | 70 |
| Figura 5.24: Distribución de Gap, modelo sin hilo, 6x3, Ti | 70 |
| Figura 5.25: Distribución de penetración, modelo sin hilo, 6x3, Co | 71 |
| Figura 5.26: Deformación, modelo con hilo, 3x6, Ti..... | 72 |
| Figura 6.1: Frecuencia de implante con mayor micromovimiento..... | 75 |
| Figura 6.2: Frecuencia de implante con mayor esfuerzo | 77 |
| Figura 6.3: Orientación de los esfuerzos principales..... | 77 |
| Figura 6.4: Detalle de tamaño de elemento en implante con hilo | 78 |

1. Introducción:

1.1. Antecedentes Generales:

Durante siglos, odontólogos han trabajado en desarrollar alternativas estéticas y funcionales para minimizar las secuelas que se producen como resultado de pérdidas parciales o totales de piezas dentales. Dentaduras parciales, completas, fijas o removibles son las formas más utilizadas para el remplazo de pérdidas de piezas dentales. Estas estructuras han sido introducidas en la cavidad oral ancladas en los dientes remanentes y/o en otras estructuras anatómicas.

Actualmente los estándares del tratamiento de implantes dentales apuntan en la directriz de los siguientes factores: una experiencia no traumática, cirugía mínimamente invasiva y función inmediata. Una colocación de implante seguida de un corto periodo de recuperación puede traer efectos psicológicos y sociales positivos para los pacientes. Es por esta razón que se busca minimizar los periodos de recuperación, sin embargo, existe un riesgo de que el implante no se oseointegre comprometiendo el éxito del tratamiento.

La mayoría de las investigaciones realizadas para encontrar factores de éxito del tratamiento corresponden a un estudio fenomenológico del problema, en el cual se estudia una serie de casos y se tratan de determinar parámetros correlacionados con el éxito de un tratamiento. Otro tipo de estudio consiste en trabajar con un modelo físico que permita explicar los fenómenos involucrados. El análisis mediante el método de elementos finitos (FEM) ha sido ampliamente utilizado para el estudio del comportamiento biomecánico de implantes dentalesⁱ así como también para el análisis de factores clínicos para el éxito de un tratamientoⁱⁱ.

Esta memoria comprende un estudio numérico sobre el micromovimiento en implantes dentales, cargados de manera inmediata después de la cirugía de inserción de los mismos, en personas desdentadas totales.

1.2. Motivación:

Existen ciertas situaciones clínicas, relacionadas con la rehabilitación oral donde es verdaderamente beneficioso para un paciente ser sometido a una cirugía con el objetivo de insertar una prótesis soportada mediante implantes dentales. En algunos pacientes desdentados totales del maxilar superior, el transcurso de un tiempo prolongado de años podría significar una cirugía de gran complejidad para intentar implantar una prótesis implanto asistida. El éxito o fracaso de esta cirugía depende de muchos factores, pero sin duda uno de los factores necesarios para el éxito es la oseointegración, es decir, la conexión íntima, directa, funcional y sostenida en el tiempo del implante con el hueso.

La oseointegración depende, entre otros factores, del deslizamiento del implante relativo al hueso del huésped. Este factor es sumamente relevante cuando se ha optado por el protocolo de carga inmediata, que corresponde a un protocolo alternativo al clásico, que postula la ausencia de carga para los implantes por 6 meses para el maxilar superior y 4 meses para el maxilar inferior. En el protocolo de carga inmediata los implantes se encuentran trabados mecánicamente al hueso y se pueden cargar una vez finalizada la cirugía.

En la memoria “Modelación del Micromovimiento en Implantes Dentales Sometidas a Carga Inmediata por el Método de Elementos Finitos”ⁱⁱⁱ se ha estudiado el micromovimiento mediante análisis de elementos finitos (FEA). Realizar un modelo más exacto, tomando en cuenta ciertos detalles de la geometría del hueso y del implante es fundamental para obtener resultados que sean representativos de la realidad. Entendiendo la teoría, método, aplicación y limitaciones del método de elementos finitos se podrá interpretar los resultados obtenidos y extrapolar estos resultados a situaciones clínicas.

1.3. Objetivos y limitaciones:

1.3.1. Objetivo General:

Estudiar numéricamente situaciones clínicas que difícilmente pueden ser medidas experimentalmente. El objetivo principal es determinar el micromovimiento (deslizamiento del implante relativo al hueso) de implantes dentales de pacientes desdentados totales, mejorando los modelos realizados anteriormente, incorporando ciertos factores que pueden ser relevantes en los resultados finales.

Se continuará la línea investigativa de estudios realizados por la Escuela de Graduados de la Facultad de Odontología en conjunto con el Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Chile en relación con el micromovimiento de implantes dentales sometidos a carga inmediata. Hay que señalar que esta memoria será una investigación que usará como punto de partida el trabajo de título de Hurtadoⁱⁱⁱ

1.3.2. Objetivos Específicos:

- Obtener un modelo geométrico adecuado para la investigación. Este modelo incluirá: diferenciación entre hueso cortical y hueso trabecular; y la consideración de propiedades Ortotrópicas propias del hueso.
- Realizar estudios sobre el micromovimiento en varios tipos supraestructuras sobre implantes y obtener líneas de tendencias de ciertas variables a analizar.

- Realizar un análisis más detallado considerando hilos en los implantes.

1.3.3. Alcances:

Se realiza la simulación computacional del fenómeno de micromovimiento utilizando el software comercial ANSYS V.13, relacionando directamente el parámetro "Sliding Distance" con el valor del micromovimiento.

Existen muchas variables que pueden influir en el fenómeno de micromovimiento, para el desarrollo de este trabajo se consideraran las cargas de masticación como única fuente de éste.

No se considera la precarga del implante.

Cada fase del hueso (se consideran 2 fases: trabecular y cortical) se modelan como un material Homogéneo con respecto a la densidad ósea, es decir el material no varía sus propiedades de acuerdo a la escala de grises o escala de Hounsfield.

2. Antecedentes:

2.1. Estructura Ósea:

2.1.1. Propiedades Mecánicas:

El material óseo está compuesto por un 60% de material inorgánico (principalmente Ca y P), 30 % de material orgánico (fibras colágenas y células óseas) y 10% de agua. Las propiedades mecánicas de las estructuras óseas se caracterizan por su rigidez y gran resistencia tanto a la tracción como a la compresión. Estas propiedades varían significativamente de acuerdo a ciertos factores. Por ejemplo sus propiedades varían de persona en persona, además para una persona varían las propiedades de sus estructuras óseas de hueso en hueso. Incluso para huesos pares (simétricos) estas propiedades pueden ser diferentes. Si una persona ha sufrido un accidente o posee alguna enfermedad esto significará también que la estructura interna de sus huesos cambie, lo que altera sus propiedades mecánicas.

En la Figura 2.1 se distinguen 2 fases en la estructura ósea: la primera es el hueso cortical que es más rígido que el trabecular (segunda fase), esta fase es capaz de soportar esfuerzos mucho mayores antes de fracturarse, pero tolera bajos niveles de deformación. Se ha observado que el tejido cortical se fractura al aplicarse deformaciones cercanas al 2%. En principio, el hueso de la zona cortical no se comporta como un material isotrópico, es decir, sus propiedades mecánicas dependerán de la dirección considerada.

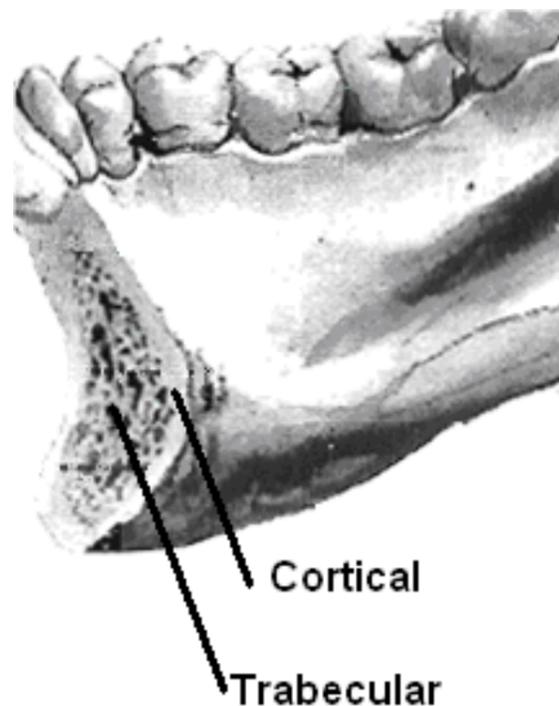


Figura 2.1: Fases del hueso

La segunda fase corresponde al hueso trabecular que es una especie de tejido poroso y esponjoso encontrado en huesos planos e irregulares, tales como el esternón, la pelvis o el maxilar y en los extremos de los huesos largos como el fémur. Una de las características del tejido óseo, particularmente evidente en el hueso esponjoso, es su capacidad de remodelarse continuamente, alineando la dirección de las trabéculas constitutivas con las direcciones principales con el fin de minimizar las tensiones y aumentar la resistencia en función del estado de carga predominante.

El material que constituye el hueso trabecular es morfológicamente muy parecido al hueso cortical pero se encuentra organizado en "matrices" de hueso laminar. El hueso trabecular es capaz de tolerar altas deformaciones en comparación con el hueso cortical antes de llegar a la fractura, lo que le confiere una alta flexibilidad (en relación al tejido cortical). Este comportamiento se debe a que la matriz porosa que constituye el hueso trabecular, es capaz de almacenar mayor cantidad de energía elástica antes de la fractura

La caracterización del tejido trabecular, presenta mayores dificultades debido a la alta heterogeneidad encontrada. El comportamiento de este tejido en algunas zonas es isotrópico, sin embargo, es posible encontrar algunas regiones donde el comportamiento es fuertemente anisotrópico, debido a la reordenación de las trabéculas en determinadas regiones del hueso, siguiendo las líneas de esfuerzo. La matriz del tejido trabecular se vuelve más anisotrópica al aumentar la porosidad del mismo. La anisotropía se desarrolla como un mecanismo adaptativo de respuesta generado por la aplicación de carga al hueso, es decir, se genera tejido óseo donde es solicitado. La Figura 2.2 muestra la estructura interna de un fémur vista en un microscopio, en esta imagen se puede ver claramente la matriz de hueso orientada principalmente en ciertas direcciones.

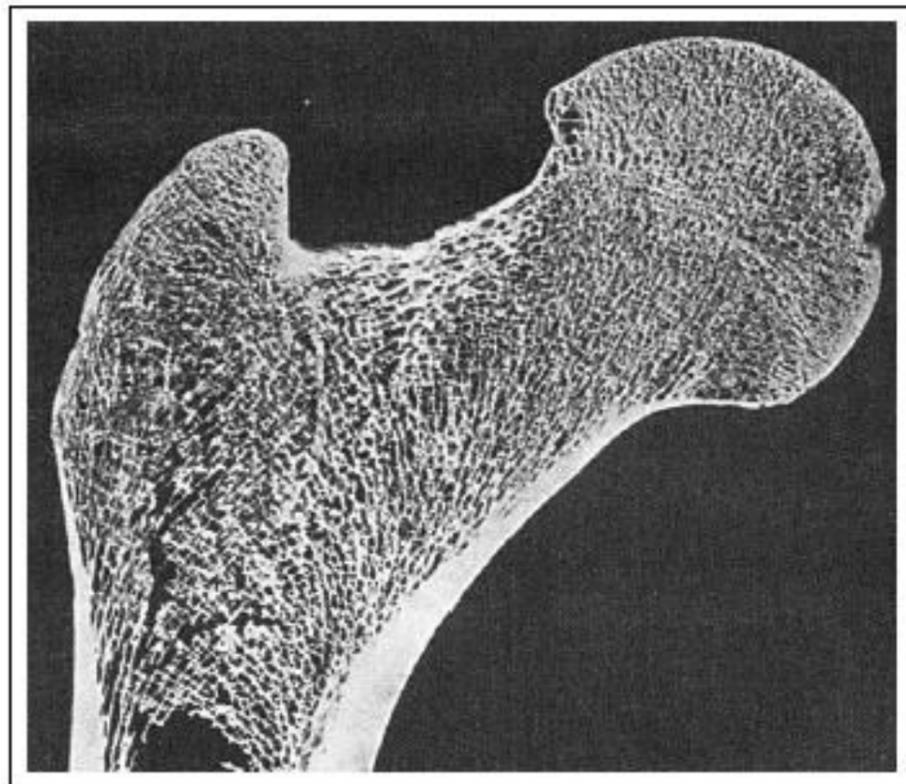


Figura 2.2: Fémur humano

Como se mencionó anteriormente, estas fases tienen distintas propiedades mecánicas. Castaño MC^{iv} caracterizó las propiedades mecánicas de estas estructuras para los huesos mandibulares, valores que se muestran en la Tabla 2.1.

Tabla 2.1: Propiedades Mecánicas del tejido óseo

| | Hueso Cortical | Hueso Trabecular |
|--------------------------|----------------|------------------|
| Módulo x [GPa] | 22,9 | 0,96 |
| Módulo y [GPa] | 14,2 | 0,39 |
| Módulo z [GPa] | 10,5 | 0,32 |
| Coef de Poisson xy | 0,19 | 0,3 |
| Coef de Poisson yz | 0,31 | 0,3 |
| Coef de Poisson zx | 0,29 | 0,3 |
| Módulo de Corte xy [GPa] | 6 | 0,19 |
| Módulo de Corte yz [GPa] | 3,7 | 0,13 |
| Módulo de Corte zx [GPa] | 4,8 | 0,09 |

2.1.2. Estructura a Analizar:

Los huesos de la cara son los huesos de la cabeza que se encuentran por debajo del cráneo. Los principales huesos de la cara son el maxilar superior y el maxilar inferior o mandíbula. En relación al maxilar superior existen otras estructuras óseas tales como lagrimales, palatinos, cornetes nasales inferiores, cigomáticos, huesos de la nariz y el vómer. La estructura ósea a analizar está compuesta por parte de los huesos maxilares y cigomáticos. Estas estructuras se pueden ver en la Figura 2.3:



Figura 2.3: Estructura biológica a analizar

2.2. *Masticación*

La masticación es el proceso en el cual el alimento es desgarrado y molido por la dentadura. Corresponde al primer paso en la digestión de los alimentos y durante este proceso el alimento es posicionado por la mejilla y la lengua para ser triturado por las muelas. Después del proceso de masticación el alimento (ahora llamado bolo alimenticio) es tragado.

La masticación es la repetición de la apertura y cierre de la mandíbula. Visto de un plano frontal en un ciclo masticatorio la mandíbula sube y baja para moler por compresión, así como también se mueve lateralmente para fraccionar por corte los alimentos. Para que un alimento sea fragmentado durante el ciclo la mandíbula genera cargas a través del alimento sobre el maxilar superior. Las cargas producidas son variables de acuerdo a la persona (musculatura, edad, estado de las piezas dentales, ciclos de masticación del alimento); y también varían con el alimento (dureza, tenacidad).

Se ha determinado experimentalmente^v la fuerza ejercida por la mandíbula en el proceso de masticación. Durante el ciclo masticatorio las cargas máximas actuando en el maxilar variaron con el individuo en un rango entre 125 [N] y 290 [N], mientras que la fuerza máxima ejercida por un humano se registra en el orden de los 600 [N].

2.3. *Tomografía Axial Computarizada (TAC):*

La Tomografía Axial Computarizada (TAC), Computed Tomography Scan (CT-Scan) o Computed Axial Tomography (CAT), es una técnica de imagen radiológica, desarrollada por Sir Geodfrey Hounsfield, basado en los fundamentos teóricos descritos por Allan Cormack.

La imagen es obtenida por la emisión de rayos X que atraviesan la muestra, dejando su impresión en un conjunto de pequeños detectores similares a las antiguas placas

de revelado. El rayo se atenúa en la medida que atraviesa más tejido, o que estos presenten mayor densidad, “imprimiendo” un punto o pixel en escala de grises (Hounsfield). La obtención de las imágenes se realiza mediante la rotación del emisor de rayos X solidario al conjunto de detectores, el rayo atraviesa un colimador, que determina el ancho del rayo y lo proyecta sobre la muestra. Cuando una imagen es adquirida, el conjunto emisor-detector, rota, y se repite el proceso, dependiendo del equipo, el número de imágenes por rotación completa del conjunto fluctúa entre 1000 y 2000; una vez que se finaliza el giro, un corte se completa, la mesa del paciente se mueve, y el proceso se repite.

En los TAC más modernos (cuarta generación), sólo el emisor gira, y el conjunto de detectores, conforma un anillo fijo, concéntrico al eje de examinación. La Figura 2.4 muestra una representación esquemática del funcionamiento de un equipo TAC y los componentes básicos. En general, la precisión del examen está determinada por el tamaño de la región que se quiere explorar en el plano emisor-detector, por el espesor del corte (determinado por la abertura del colimador) y por la distancia entre cortes. El tamaño de la región de interés determina el tamaño del pixel. El espesor del corte determina el espesor de la muestra que es promediada en el detector, y la distancia entre cortes determina el espacio de la muestra que no es procesado. A medida que aumenta la precisión del examen, mayor es su duración.

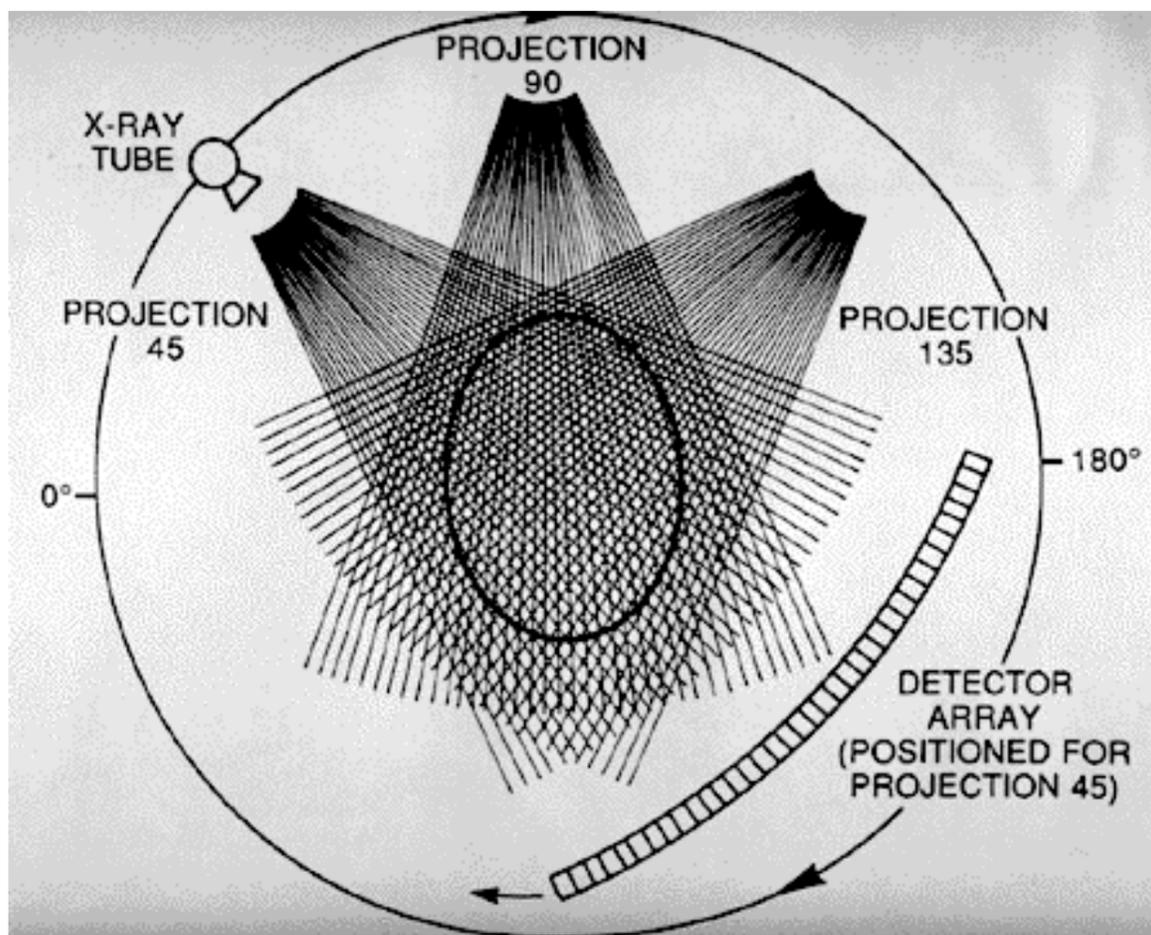


Figura 2.4: Funcionamiento esquemático simplificado de un equipo TAC.

El formato de las imágenes obtenidas, corresponde a lo que se conoce como archivo DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), que es un estándar utilizado a nivel mundial para el manejo, almacenamiento, impresión y transmisión de imágenes médicas provenientes de diferentes equipos

2.4. Protocolo de Carga Inmediata:

Actualmente una definición precisa de “Carga Inmediata” no existe, y esto causa confusión en la literatura específica del tema. En algunos casos, la carga inmediata se puede referir a periodos de unas cuantas horas, mientras que en otros casos, se refiere a los primeros 3 días después de la colocación del implante. Aún así, el protocolo de carga inmediata permite cargar los implantes dentro de un periodo de tiempo considerablemente menor a los protocolos estándar que sugieren un tiempo en el cual ocurre la oseointegración, es decir, un periodo de 3 a 6 meses para el maxilar.

2.4.1. Consideraciones Biológicas:

La oseointegración fue definida (inicialmente) como la conexión íntima, directa, funcional y sostenida en el tiempo del implante con el hueso. Cuando un implante es colocado en su posición, especialmente si el diámetro de éste es ligeramente mayor que el diámetro del agujero generado por la broca, el implante está precargado y existe un área de contacto entre el hueso y el implante llamadas “áreas de contacto primario” (primary bone contact).

Diversos estudios muestran que el contacto del hueso con la superficie del implante provoca deformación plástica de laminillas, elongación del sistema de Havers y microfracturas en el hueso. Como el hueso es un organismo vivo, es dinámico y se remodela en el tiempo. Las áreas de contacto primarias del hueso son removidas y remplazadas por hueso nuevo, que es llamado “hueso de formación secundaria” (secondary bone formation).

Actualmente existe una segunda definición de oseointegración la cual se enuncia como sigue: Estabilidad de un implante en el hueso que representa un equilibrio dinámico entre el hueso nativo existente (contacto primario) y la formación de nuevo hueso, sostenida en la interfase hueso-implante.

2.5. Conjunto Supraestructura-Implante:

El conjunto supraestructura-Implante tiene como función soportar los nuevos dientes y transferir las cargas entre dientes y estructura ósea en el proceso de masticación. Está fabricado de una aleación de titanio-aluminio-vanadio. El implante corresponde a la estructura que se integra al hueso en el proceso de oseointegración.

2.5.1. Supraestructura:

Corresponde a una barra metálica con una sección circular u ovalada. Esta estructura soporta los dientes y une a dos o más implantes con el objetivo de mejorar el

comportamiento mecánico del conjunto insertado en el paciente. Cada supraestructura es única y es diseñada especialmente para cada paciente. La Figura 2.5 muestra esta estructura modelada en un programa CAD.

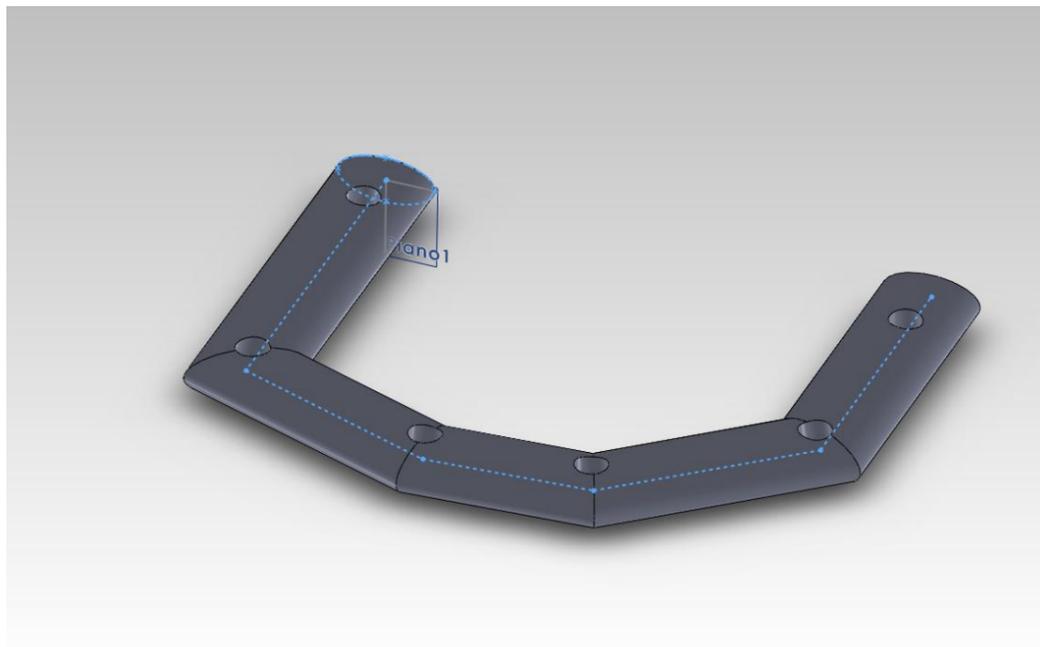
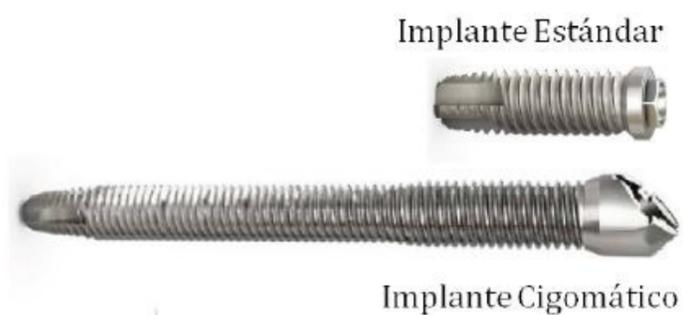


Figura 2.5: Supraestructura generada en CAD de prótesis dental

2.5.2. Implantes:

Los implantes dentales cumplen la función de anclar la supraestructuras al hueso, es decir, suplen la función de la raíz del diente. Existen dos tipos de implantes que se utilizan en el maxilar superior: implantes estándar y cigomáticos, la Figura 2.6 muestra los distintos tipos de implantes y como se insertan al huésped.



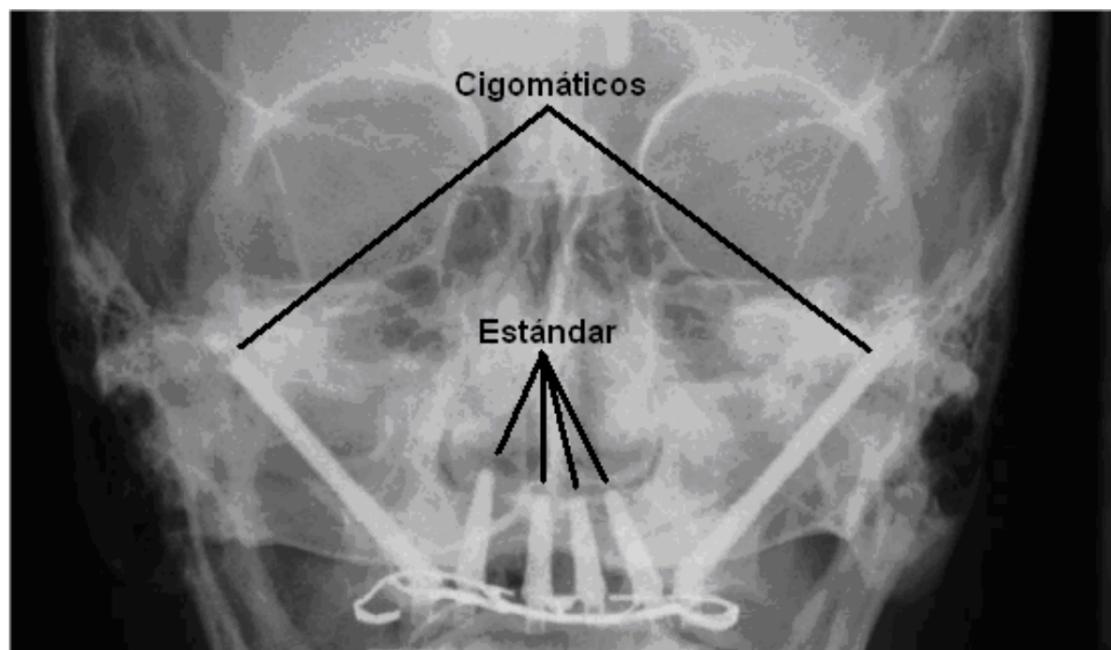


Figura 2.6: Implantes Estándar y Cigomáticos

2.5.3. Propiedades mecánicas:

Los implantes están fabricados de una aleación de Titanio-Aluminio-Vanadio (Ti_6Al_4V). La Supraestructura puede ser fabricada (entre otros materiales) de la misma aleación que los implantes (Ti_6Al_4V) o de una aleación de Cobalto-Cromo. Estas dos aleaciones pueden considerarse como materiales isotrópicos con las propiedades mecánicas que se muestran en la Tabla 2.2:

Tabla 2.2: Propiedades Mecánicas de materiales de Supraestructura e Implantes

| Material | Módulo E [GPa] | C de Poisson |
|-------------------|----------------|--------------|
| Aleación de Ti | 110 | 0,35 |
| Aleación de Co-Cr | 240 | 0,29 |

2.6. Micromovimiento:

Se dice que un “exceso de movimiento” o “excesivo micromovimiento” afectan la recuperación del hueso provocando que éste genere una interfaz porosa con el implante afectando directamente la estabilidad del implante. Existe un consenso en que se define micromovimiento como el movimiento relativo que existe entre el implante y la pared ósea.

El concepto de micromovimiento fue introducido en 1973 por Cameron^{vi} mientras estudiaban como los micromovimientos afectaban la recuperación del hueso. En 1986 Maniopoulos notó que los micromovimientos entre la interfaz implante/hueso pueden soportar un cierto umbral sin provocar problemas en la estabilidad del implante. Actualmente se acepta que desplazamientos por sobre los 150 micrómetros son considerados como excesivos^{vii} y son perjudiciales para la recuperación del

hueso. Sin embargo, hasta el momento, no existe un criterio que establezca un valor máximo de micromovimiento que no interfiera con la recuperación del hueso. Anderson determinó ^{viii} que este valor estaba cerca de la vecindad de 30 micrómetros, sin embargo estudios posteriores ^{ix} testeados en modelos *in vivo*, han demostrado que existe una tolerancia hasta los 50 micrómetros. Para implantes el valor crítico se encontraría entre los 50 y 150 micrómetros.

Llevar a cabo un procedimiento experimental para lograr medir el micromovimiento de un implante sometido a carga, si bien ha sido realizado^x, es bastante difícil por la cantidad y calidad de transductores que hay que utilizar. Es por esta razón que para obtener un índice del micromovimiento que se puede producir en el implante con respecto al hueso se utilizan otras técnicas que permiten obtener algunos valores que pueden estimar la estabilidad del implante. La técnica más utilizada es la del análisis de frecuencia de resonancia. Este análisis corresponde a un análisis ultrasónico en el que se le acopla un actuador/sensor al implante e inalámbricamente se excita el actuador. El sensor mide el movimiento y entrega un valor en escala ISQ (Implant Stability Quotient). Los valores clínicos de la resonancia fluctúan entre 50 y 80 (ISQ). Diversos estudios clínicos ^{xi} han demostrado que un valor ISQ >70 al momento de instalar el implante permite instalar el o los dientes y cargar el implante en ese mismo momento. Si el valor es más bajo se recomienda esperar un periodo de cicatrización antes de cargarlo.

Se ha demostrado que el valor del índice ISQ para la estabilidad primaria de un implante está directamente relacionado con el torque con que se carga el implante. En promedio valores de torque de 35.7 N·cm generan índices de ISQ de 62,1, estos valores de índices de estabilidad pueden variar dependiendo de la densidad del hueso, sección del implante en contacto con hueso cortical/trabecular entre otros factores.

2.7. Elasticidad Lineal y Método de Elementos Finitos:

2.7.1. Elasticidad Lineal

La teoría de elasticidad lineal entrega resultados de deformación y esfuerzos internos de un material elástico. Para que un material sea considerado como un material lineal elástico este debe presentar pequeñas deformaciones y desplazamientos frente a cargas externas, no disipe energía y la relación de esfuerzos y deformaciones sea lineal.

La ecuación de equilibrio es

$$DivT + b = 0,$$

donde T es el tensor de esfuerzos y b las fuerzas de cuerpo. Haciendo el producto interno con una variación \hat{u} e integrando en el cuerpo β se obtiene la siguiente ecuación:

$$\int_{\beta} (DivT + b) \cdot \hat{u} dV = 0.$$

La ecuación constitutiva que relaciona las fuerzas internas con la deformación de un cuerpo $\hat{\epsilon}$ (la llamada ley generalizada de Hooke) es de la forma:

$$T = C \hat{\epsilon},$$

donde C es un tensor de 4º orden llamado matriz de rigidez. Esta Matriz de rigidez tiene ciertos valores especiales cuando un cuerpo presenta propiedades mecánicas simétricas con respecto a algún eje o plano.

Aunque C corresponde a un tensor de 4º orden, debido a condiciones de simetría del tensor C , éste se puede escribir como una matriz de 6x6 (considerando solamente 3 dimensiones). El tensor C , para un caso general se puede apreciar en la siguiente forma alternativa para la relación esfuerzo-deformación:

$$\begin{pmatrix} T_{11} \\ T_{22} \\ T_{33} \\ T_{12} \\ T_{13} \\ T_{23} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} C_{1111} & C_{1122} & C_{1133} & C_{1112} & C_{1113} & C_{1123} \\ C_{1122} & C_{2222} & C_{2233} & C_{2212} & C_{2213} & C_{2223} \\ C_{1133} & C_{2233} & C_{3333} & C_{3312} & C_{3313} & C_{3323} \\ C_{1112} & C_{2212} & C_{3312} & C_{1212} & C_{1213} & C_{1223} \\ C_{1113} & C_{2213} & C_{3313} & C_{1213} & C_{1313} & C_{1323} \\ C_{1123} & C_{2223} & C_{3323} & C_{1223} & C_{1323} & C_{2323} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \epsilon_{11} \\ \epsilon_{22} \\ \epsilon_{33} \\ \epsilon_{12} \\ \epsilon_{13} \\ \epsilon_{23} \end{pmatrix}$$

Existen casos en que por simetrías del material, el tensor C puede depender de menos variables que las mencionadas anteriormente. Para el caso Isotrópico, que se define en notación indicial como el caso en que el tensor $C'_{ijkl} = C_{ijkl}$ para cualquier cambio de coordenadas, el tensor C queda definido como se muestra a continuación.

$$\begin{pmatrix} C_{1111} & C_{1122} & C_{1122} & 0 & 0 & 0 \\ C_{1122} & C_{1111} & C_{1122} & 0 & 0 & 0 \\ C_{1122} & C_{1122} & C_{1111} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2}(C_{1111} - C_{1122}) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2}(C_{1111} - C_{1122}) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2}(C_{1111} - C_{1122}) \end{pmatrix}$$

Se define:

$$C_{1122} = \lambda, C_{1111} = \lambda + 2\mu,$$

donde

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)}, \mu = \frac{E}{2(1+\nu)}$$

Es posible ver que basta con definir solo 2 variables, en este caso el módulo de elasticidad E y el coeficiente de Poisson ν , para obtener el tensor C de un material isotrópico.

Para el caso ortotrópico el tensor C dependerá de 9 variables. Estas pueden ser definidas por los módulos de elasticidad en sus 3 ejes (E_x, E_y, E_z), los coeficientes de Poisson y los módulos de corte en los 3 planos ($\nu_{xy}, \nu_{yz}, \nu_{zx}; G_{xy}, G_{yz}, E_{zx}$).

2.7.2. Método de Elementos Finitos

El método de elementos finitos es un método computacional que permite estudiar el comportamiento del material sometido a esfuerzos por medio de una aproximación. El método consiste básicamente en subdividir la geometría a estudiar en varias subregiones tal que la unión de estas subregiones sea aproximadamente el cuerpo (y que además la intersección sea nula). Luego de una serie de manipulaciones matemáticas, para el caso de elasticidad lineal y estático, el sistema lineal que se resuelve es:

$$Kq = Q,$$

donde K es la matriz de rigidez generalizada, Q es el vector de fuerzas globales generalizado y q es el vector de desplazamientos generalizados.

2.8. Simulaciones numéricas

Se han realizado una gran cantidad de simulaciones numéricas relacionadas con el micromovimiento de implantes. Este trabajo utiliza como base el trabajo realizado por Hurtado ⁱⁱⁱ, que modeló el micromovimiento de implantes de personas desdentadas totales. Una de las variables a estudiadas en el trabajo de Hurtado son las propiedades mecánicas del material óseo (isotrópicos u ortotrópicos); y características propias del hueso (heterogéneos u homogéneos). El modelo isotrópico se consideró como un modelo en que las propiedades del material no cambian con la orientación del sistema de referencia, es decir, que el material se

comporta igual en todas direcciones. Por otro lado, el modelo ortotrópico se modeló como un material que su comportamiento cambia de acuerdo a la orientación del sistema de referencia. Además se evaluó la diferencia entre considerar el hueso como un material homogéneo (sin distinción del hueso cortical o trabecular) o heterogéneo (considerando ambos huesos con propiedades distintas). También Hurtado estudió como es afectado el micromovimiento cuando cambia la sección transversal de la supraestructura y el material de fabricación de ésta. En la Figura 2.7 se muestra las mallas de uno de los modelos simulados.

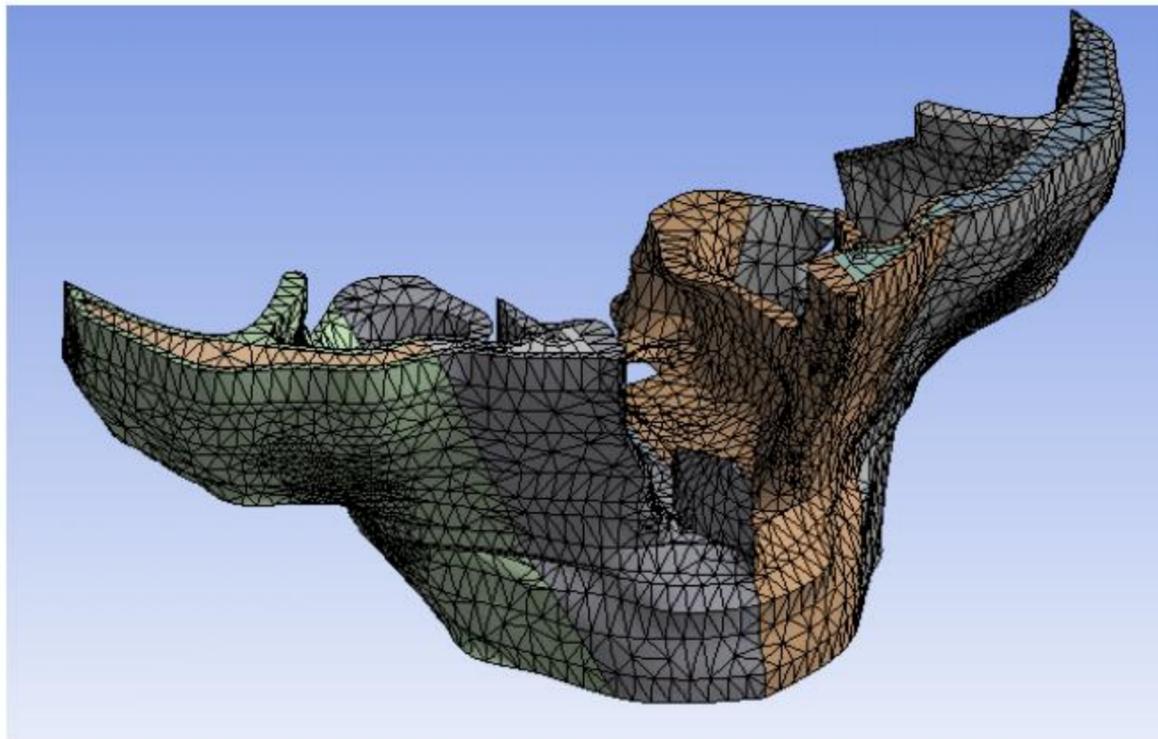


Figura 2.7: Modelo material Heterogéneo Otrotrópico

Los implantes fueron considerados como un tubo sin hilo con las dimensiones que se muestran en las Figura 2.8. La condición de contacto entre implante/hueso se consideró como una relación de contacto friccional con un coeficiente de roce igual a 0.3.

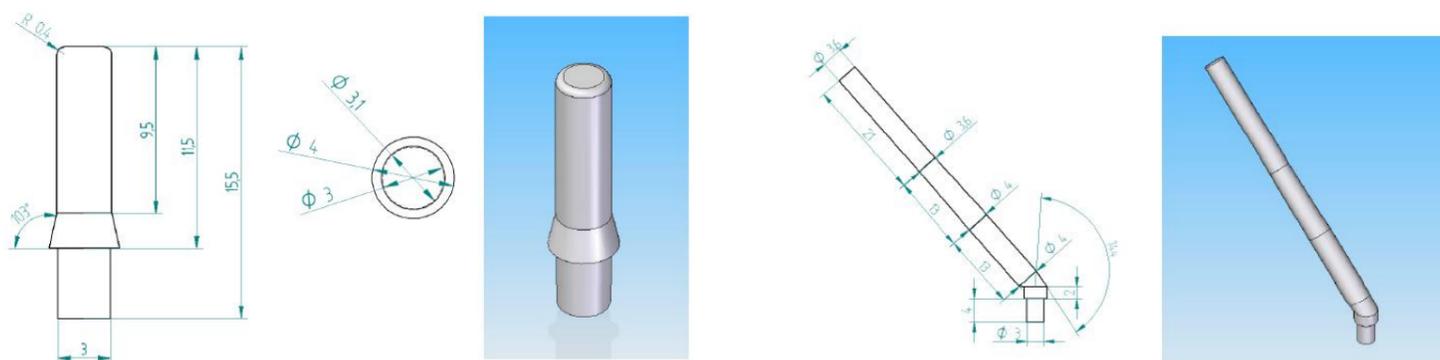


Figura 2.8: Dimensiones y geometría de implante estándar y cigomático respectivamente

Las conclusiones obtenidas por Hurtado son: que el modelo que mejor representa el fenómeno de micromovimiento es el que considera materia Heterogéneo Ortotrópico,

materiales más rígidos de la supraestructura provocan menos micromovimiento que materiales menos rígidos y que no existe una sección transversal preferente que disminuya el micromovimiento.

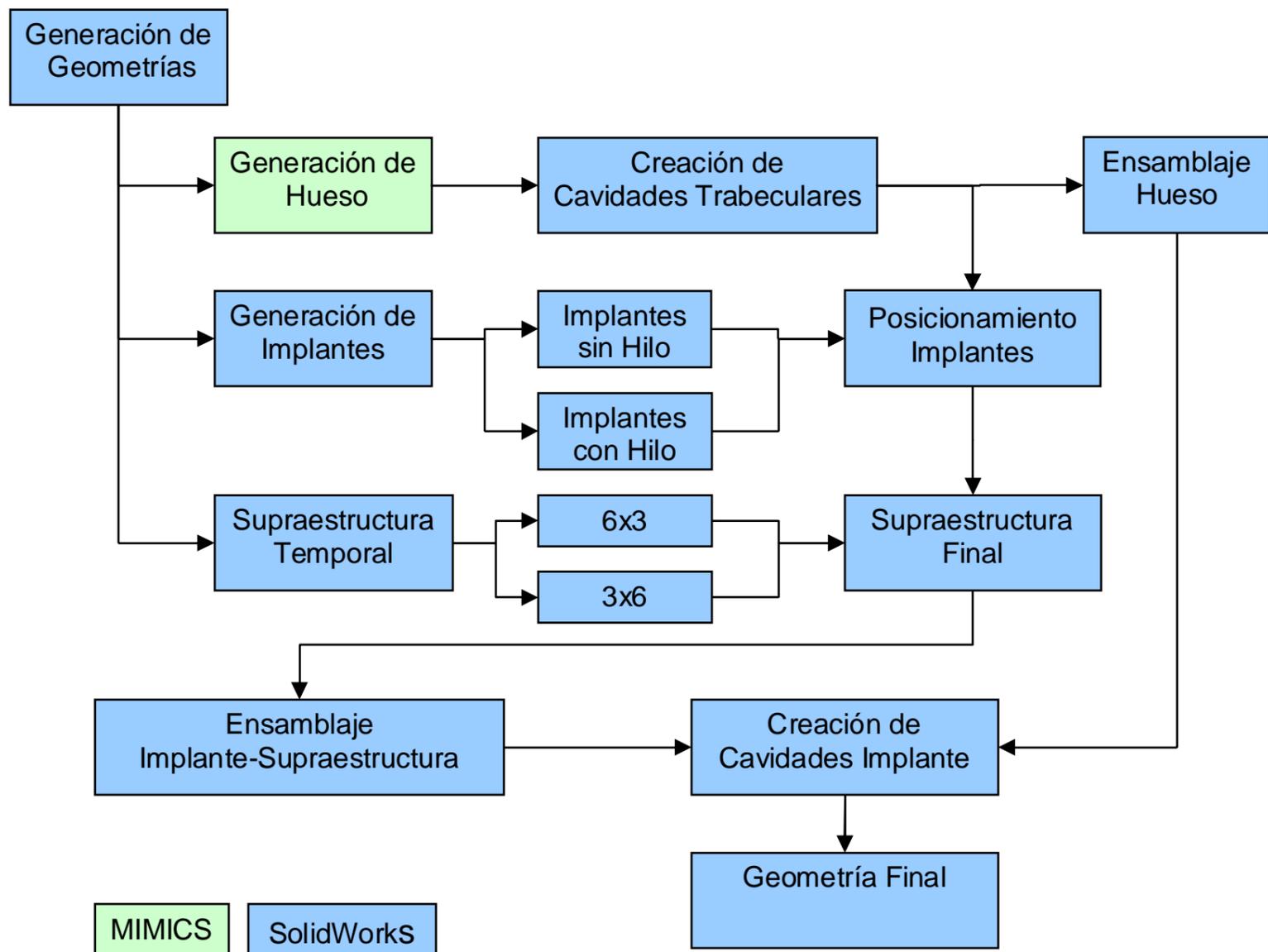
3. Modelación General del Problema

En este capítulo se detalla la metodología específica empleada en el desarrollo del presente trabajo de título. Se abordan los aspectos metodológicos de la generación de un modelo de hueso-implante a utilizar y la adaptación de éste a un programa comercial de Elementos Finitos (ANSYS). La geometría final consta de once cuerpos complementarios (1 hueso cortical, 3 huesos trabeculares, 4 implantes estándar, 2 cigomáticos y 1 supraestructura). A partir de esta geometría final se genera una malla para cada uno de los cuerpos. Las mallas de los cuerpos óseos son asociadas a un sistema de referencia cilíndrico para asignar las propiedades ortotrópicas del material. Finalmente, todas las mallas generadas, se importan en ANSYS Workbench donde se realiza la simulación numérica.

En resumen, el problema general se compone de 3 etapas: Modelación de Geometrías, Mallado, Trabajo en ANSYS. Cada una de estas etapas se explica con más detalle a continuación.

3.1. Modelación de Geometrías:

La modelación de la geometría es un proceso en el que se genera un sólido que incluye a todos los cuerpos que se estudian en el presente trabajo de título. El siguiente diagrama muestra esquemáticamente el proceso seguido para la generación de geometrías con las cuales se trabajó. Las principales etapas de este capítulo se explicarán en esta sección:



3.1.1. Generación de Hueso:

El modelo 3-D del maxilar superior fue generado por Materialise, en el programa MIMICS a partir de imágenes DICOM de un paciente el cual fue sometido a una cirugía para la inserción de cuatro implantes estándar y dos cigomáticos aplicando el protocolo de carga inmediata. El paciente al momento de la cirugía poseía algunas piezas dentales las cuales fueron removidas y las cavidades alveolares fueron rellenadas con hueso al momento de la inserción de los implantes.

Las imágenes son tratadas con distintas técnicas para la generación de superficies. Se selecciona un umbral de escala de gris (o de Hounsfield) para seleccionar el tipo de tejido, luego se realiza una segmentación que genera un cuerpo cerrado. Finalmente manualmente se repara la imagen por ejemplo rellenando las cavidades alveolares. El modelo del maxilar superior es generado en formato .IGES. Este formato se define por parches de superficie o NURBS. De acuerdo al tamaño de los NURBS será la resolución que tiene el sólido generado, Para este trabajo se seleccionó inicialmente un tamaño de NURBS de 1.5 mm para el hueso cortical y de 0.1 mm para el hueso trabecular.

El archivo correspondiente al modelo 3-D óseo entregado por Materialise son en realidad cuatro modelos sólidos separados. El primer modelo corresponde al hueso

cortical, mientras que el segundo, tercer y cuarto modelos corresponden al hueso trabecular del maxilar. Estos modelos son superficies cerradas que generan un sólido al interior de ésta y es por esta razón que ambos modelos no pueden venir en un solo archivo en extensión .IGES. En la Figura 3.1 se muestra el sólido correspondiente al hueso cortical del maxilar y los sólidos de los huesos trabeculares a utilizar en los análisis.

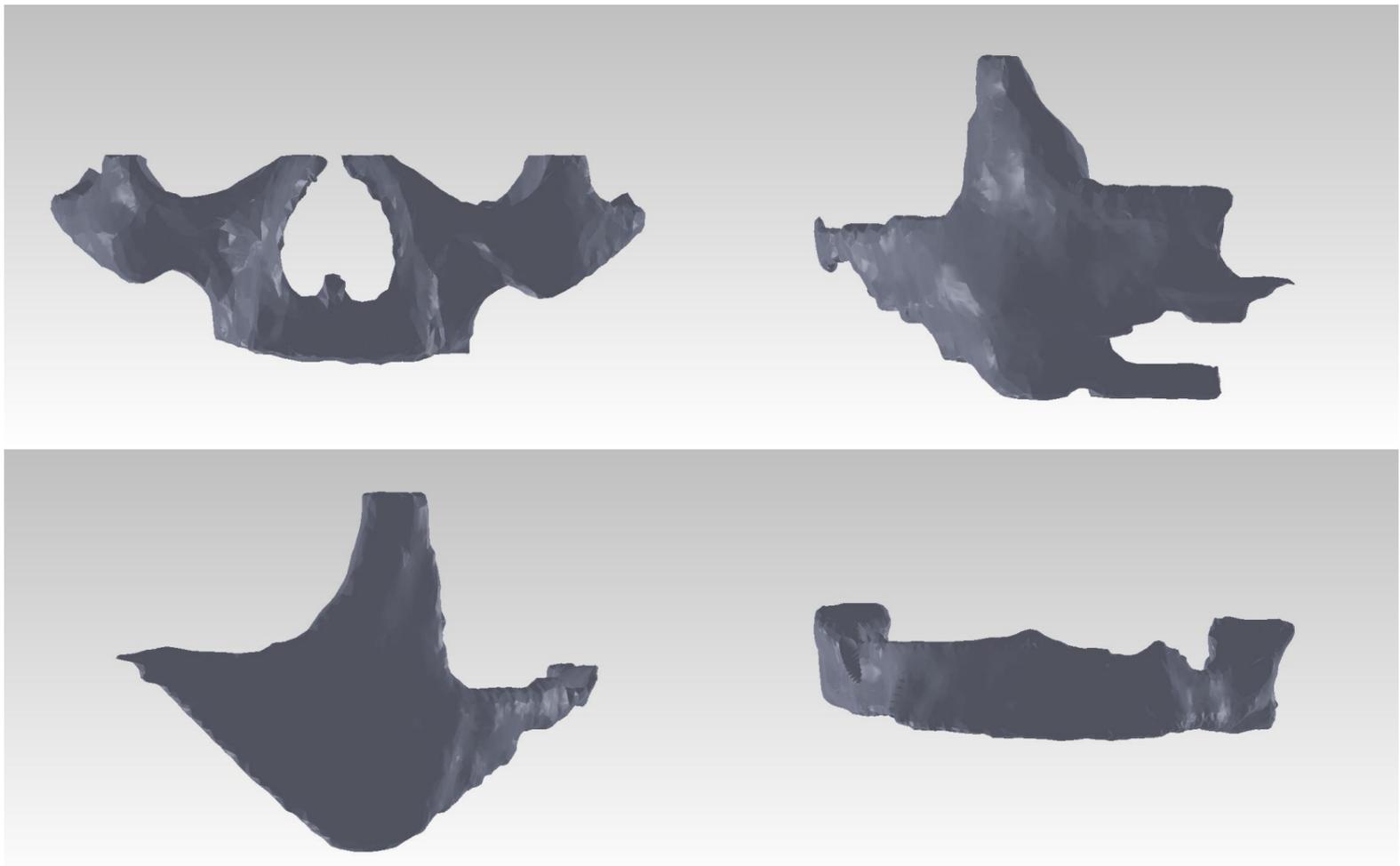


Figura 3.1: Sólidos generados por Materialise

3.1.2. Creación de Cavidades Trabeculares

Con el programa SolidWorks 2011 se realiza la primera etapa de modificación de geometrías del Maxilar Superior. Se crea un “Assembly” o ensamblaje con ambos archivos superpuestos y luego se edita la pieza que corresponde al hueso cortical. Se genera una cavidad para cada uno de los huesos trabeculares (procedimiento para generar cavidad en ANEXO A). Cada una de estas cavidades tiene la forma exacta del hueso trabecular con el fin de que no exista interferencia entre ambos sólidos. Con este procedimiento se obtuvo una geometría como se muestra en la Figura 3.2. En esta imagen se aprecia en gris los NURBS del hueso cortical, al interior de éste se aprecian en celeste los NURBS correspondiente a los sólidos de los huesos trabeculares.

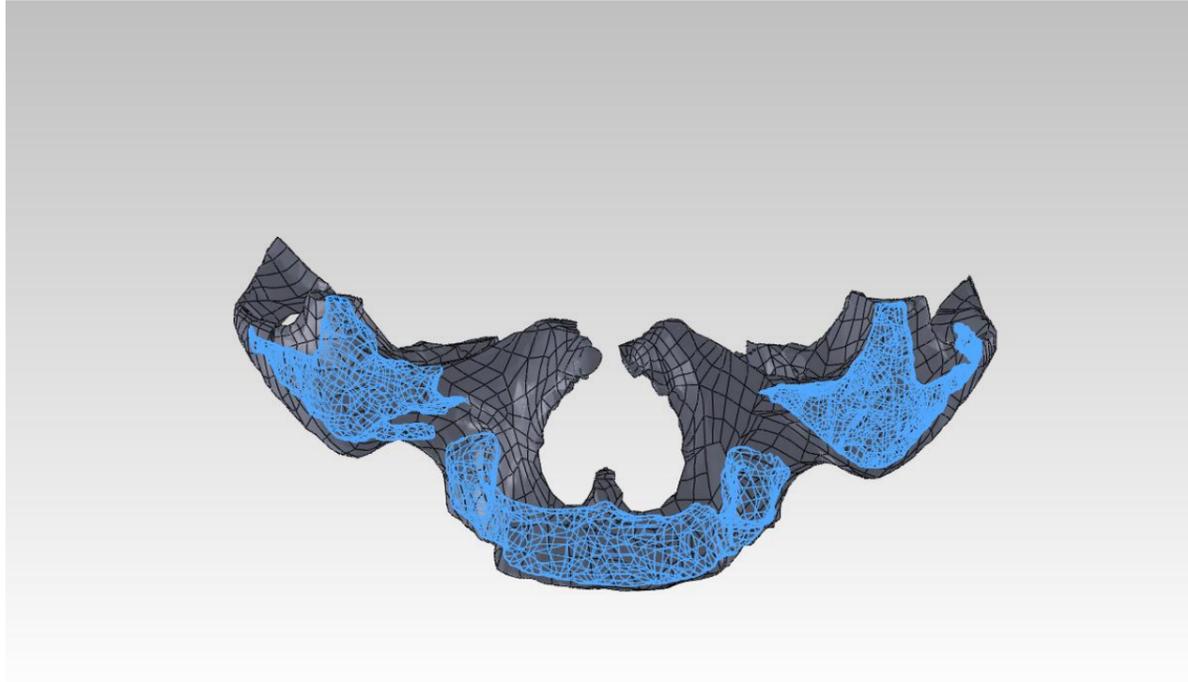


Figura 3.2: Geometría biológica en software CAD a estudiar

El producto final de este procedimiento es una pieza llamada “Ensamblaje Hueso”, compuesto por el hueso cortical y el hueso trabecular; con cavidades en el hueso cortical de tal manera que calcen con los sólidos del hueso trabecular.

3.1.3. Generación de Implantes:

Los modelos de implantes fueron generados en el CAD SolidWorks 2011. En primer lugar se desarrolla un modelo de implante sin hilo, luego se creó un modelo con hilo grueso, finalmente se crea una geometría con hilo fino. En la Figura 3.3 se ven las medidas de los implantes estándar (en milímetros) con hilo generados, los implantes estándar sin hilo tienen las mismas medidas pero no se considera hilo. En la Figura 3.4 se ven las medidas de los implantes cigomáticos (en milímetros) con y sin hilo. En la Figura 3.5 se muestran los implantes finales desarrollados en SolidWorks.

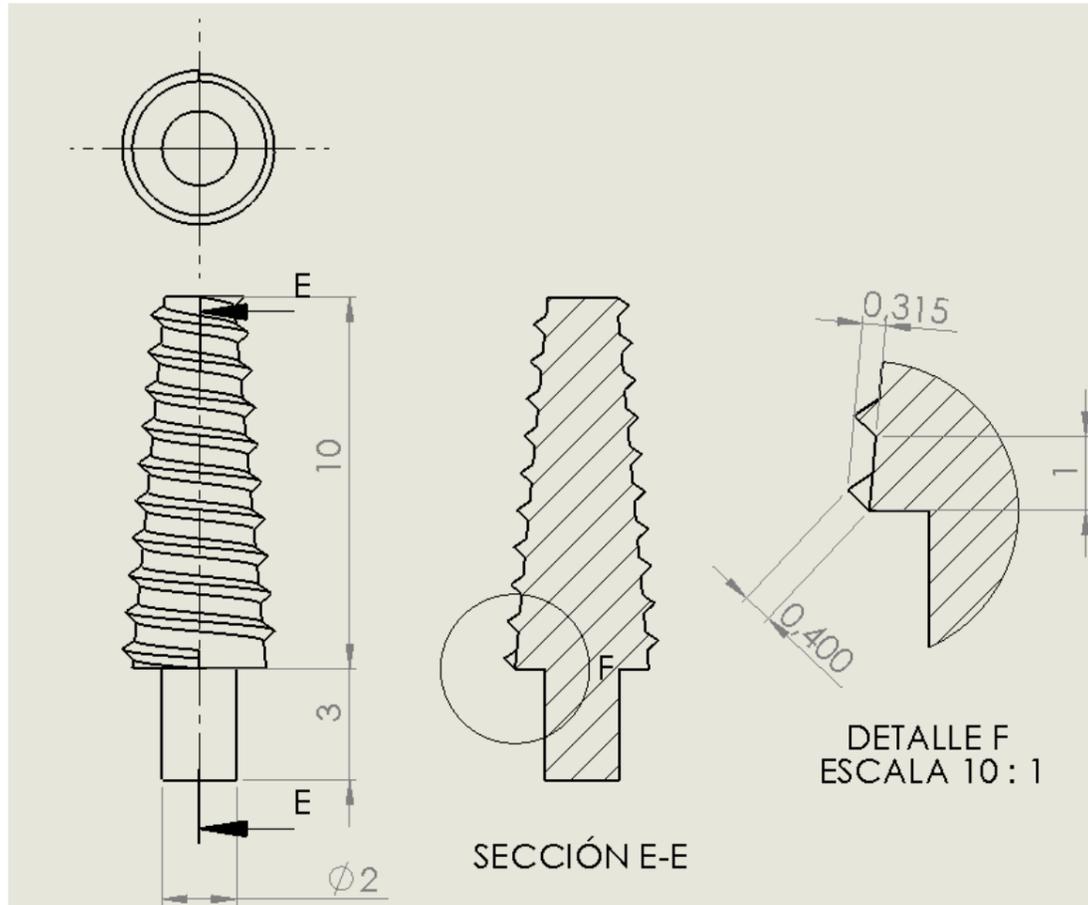


Figura 3.3: Medidas de implantes estándar desarrollados en SolidWorks

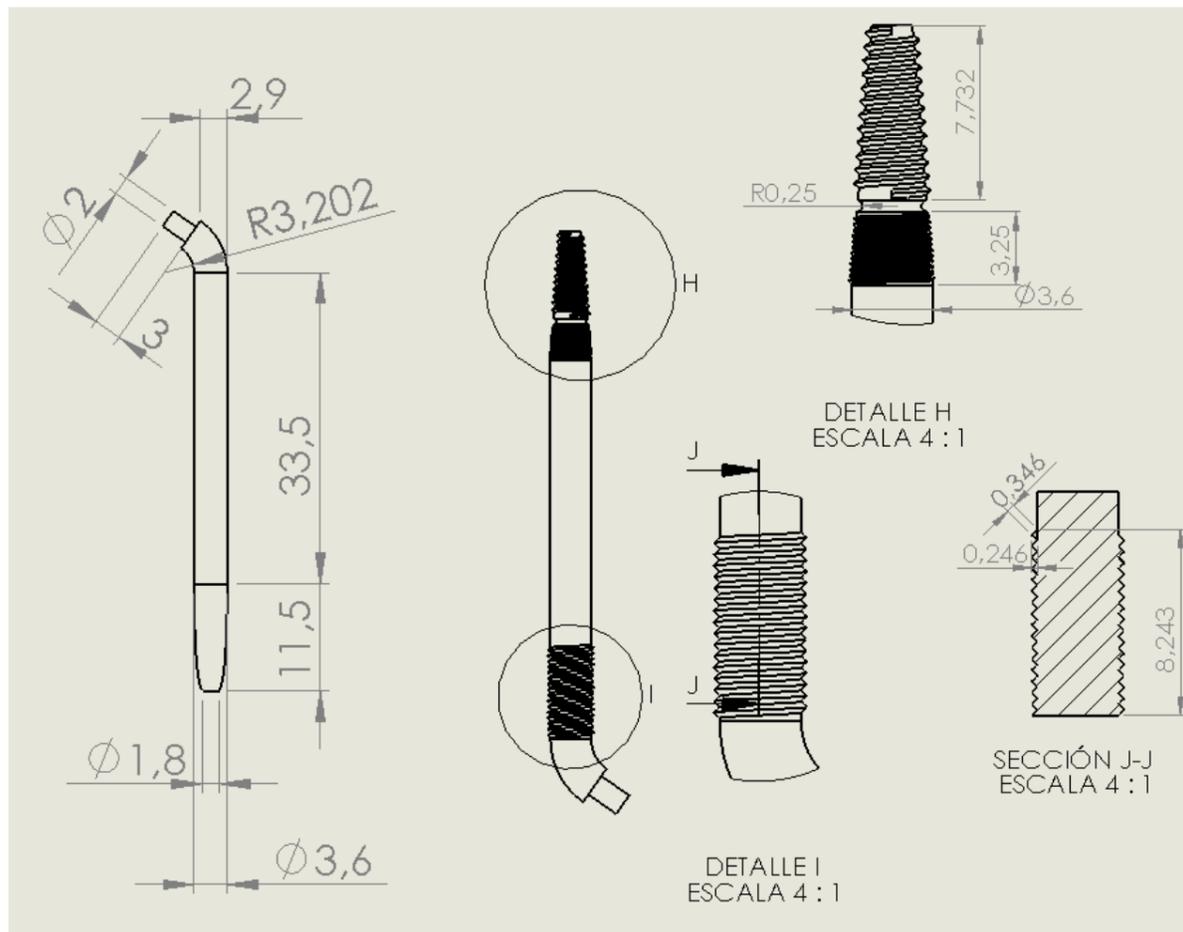


Figura 3.4: Medidas de implantes cigomáticos desarrollados en SolidWorks

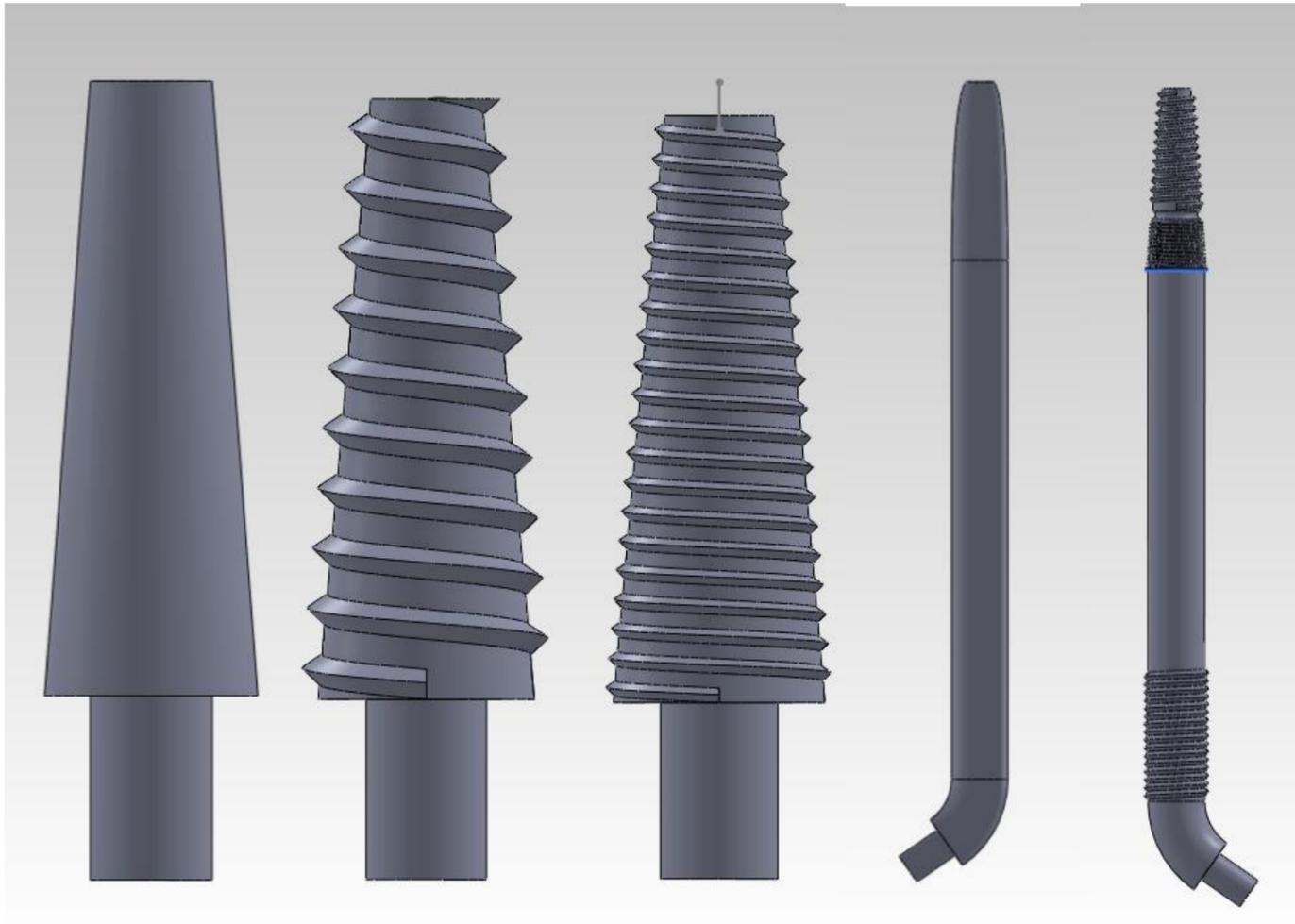


Figura 3.5: Diseño de implantes desarrollados en SolidWorks

3.1.4. Posicionamiento de Implantes

Si bien los implantes dentales son estándar, es decir, existen ciertas marcas que fabrican estos implantes y tienen ciertas formas definidas, la posición definitiva que cada uno de estos ocupan ya insertados en el paciente depende únicamente del especialista a cargo de la operación. Para considerar esta situación en el desarrollo de este trabajo, el Dr. Yerko Leighton¹ sugirió la posición y ángulo correcto de inserción de los implantes en el paciente. Como se puede apreciar en la Figura 3.6, la posición de los implantes no es perfectamente simétrica.

¹ Dr. Yerko Leighton, Profesor Asistente de la Escuela de Graduados, Facultad de Odontología de la Universidad de Chile.

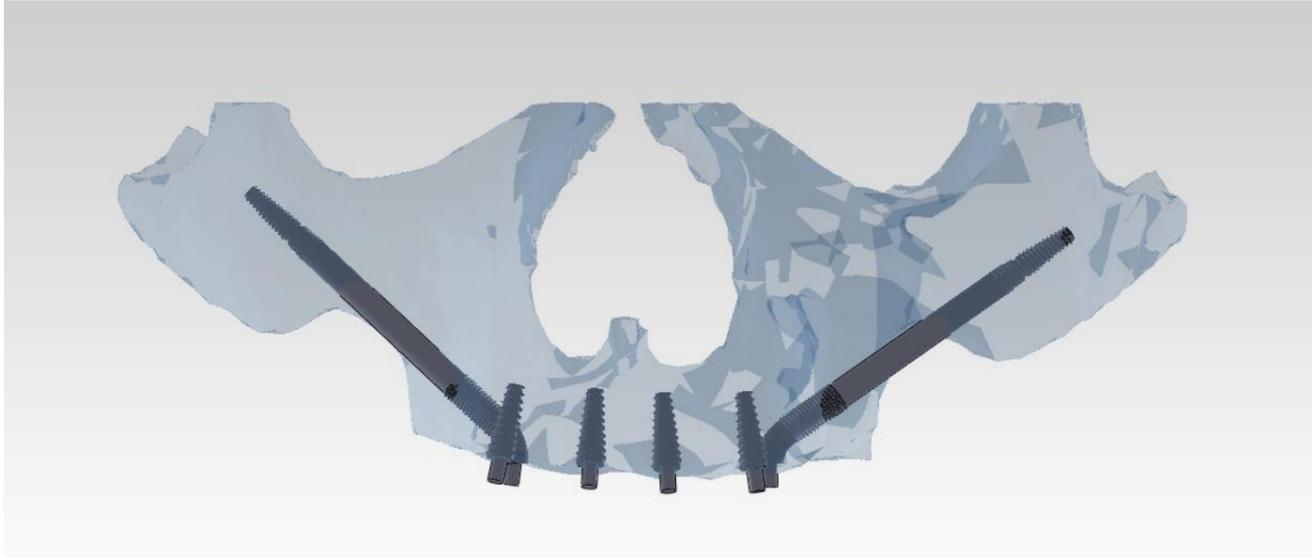


Figura 3.6: Posicionamiento de implantes

3.1.5. Supraestructura Temporal:

Una vez posicionados los implantes se modela una supraestructura con un barrido de una sección elíptica (se estudiarán las medidas de 3x6 y 6x3 del eje mayor y eje menor respectivamente) a través de una curva guía que recorre la posición de centro de la base de cada implante. Una vez que se obtiene la “base” de la supraestructura se realizan cavidades en el modelo donde se posicionaron los implantes. Esto permite generar la supraestructura final y que esta posea cavidades en los ángulos correctos, lo que permite la inserción de implantes de manera única. La Figura 3.7 muestra las supraestructuras primitivas, sin cavidades de implantes.

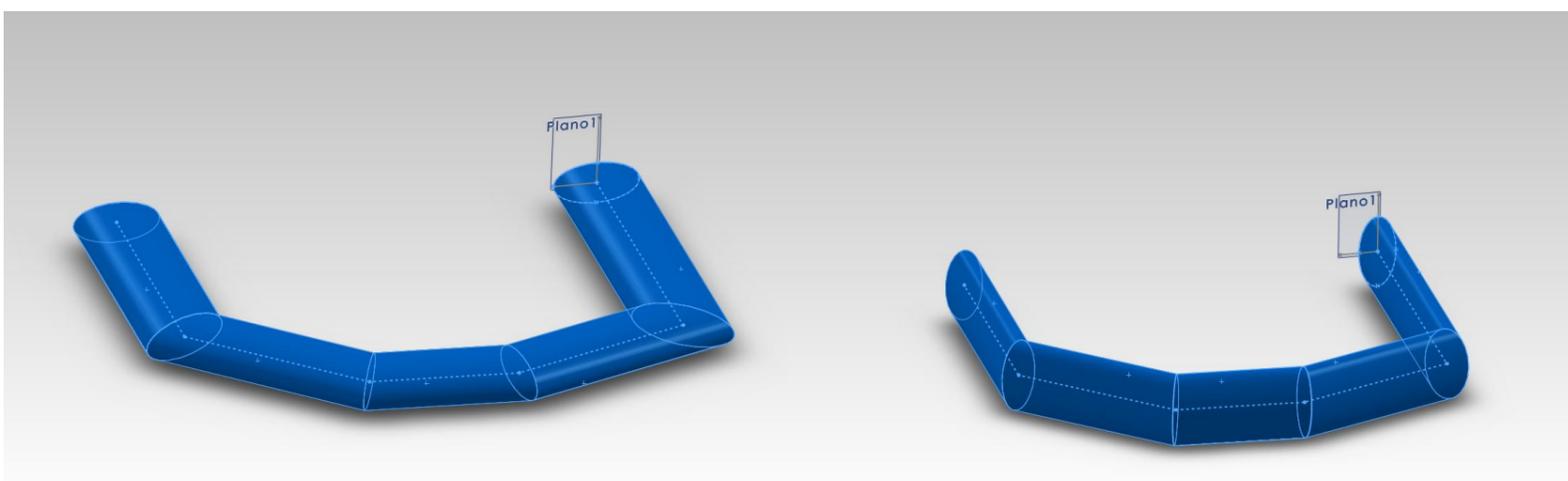


Figura 3.7: Generación de supraestructuras por curvas guías

3.1.6. Ensamblaje Supraestructura- Implante:

La Supraestructura se une con los distintos tipos de implantes en un ensamblaje. Este método permite combinar implantes sin hilo e implantes con hilo, intercambiar supraestructuras y estudiar como influyen estas variables en el resultado final. Es posible realizar varias combinaciones de supraestructuras (3x6 y 6x3) e implantes (sin hilo, hilo grueso e hilo fino). Los ensamblajes de implantes generados para el estudio numérico se muestran en la Figura 3.8 y en la Figura 3.9. Además se genera

un ensamblaje con hilo en todos los implantes estándar e hilo fino en los implantes cigomáticos (Figura 3.10). Este ensamblaje tiene un nivel de detalles que ni ANSYS Workbench ni ICEM CDF son capaces de mallarlo, por lo que es enviado a Materialise, para que a través del módulo 3-Matic del programa MIMICS se genere una malla que sea capaz de simular en ANSYS las cargas y el contacto no lineal.



Figura 3.8: Conjuntos de ensamblajes Supraestructura-Implante (sin hilos) estudiados

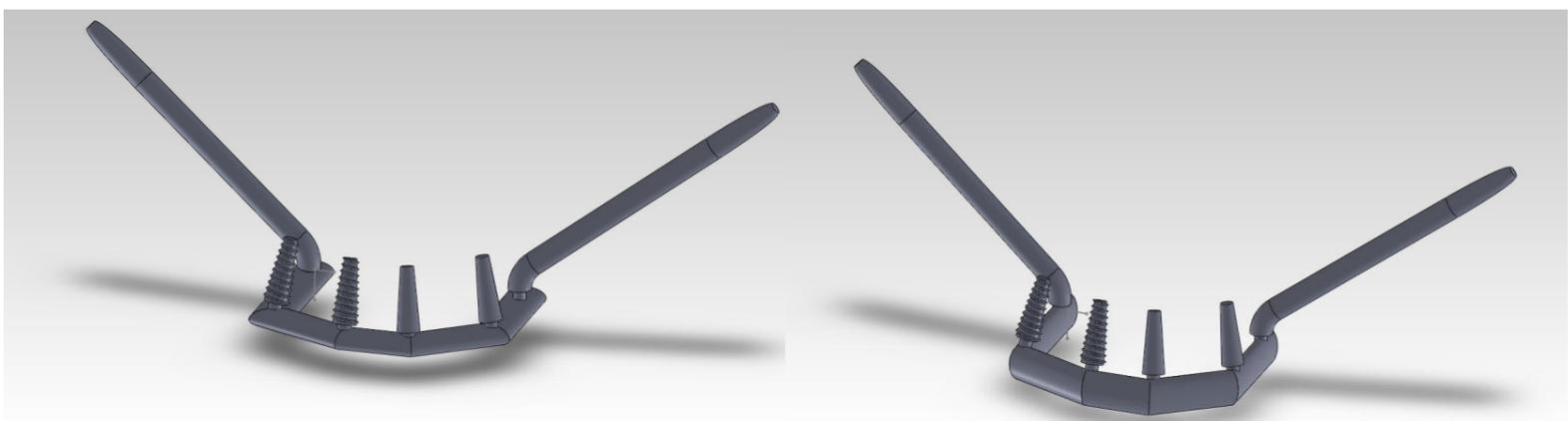


Figura 3.9: Conjuntos de ensamblajes Supraestructura-Implantes (con hilos) estudiados

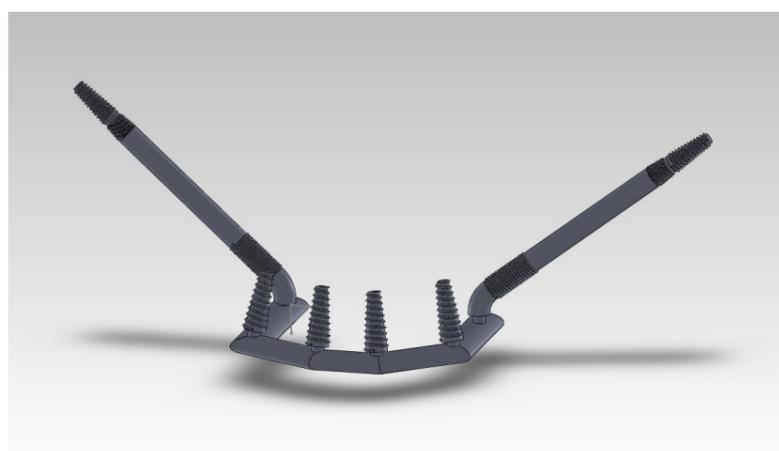


Figura 3.10: Ensamblaje Supraestructura-Implantes enviado a Materialise

3.1.7. Creación de Cavidades Implante

Para crear las cavidades del implante en material óseo el procedimiento es similar al utilizado para crear las cavidades correspondientes al hueso trabecular en el hueso

cortical. Para esto se genera un modelo con el ensamblaje preliminar del maxilar (con los huesos cortical y trabecular) y con el ensamblaje de alguno de los modelos generados de supraestructura-implantes nombrados en el punto anterior. Se crean nuevas cavidades en el hueso (trabecular y cortical) correspondientes a la intersección de éste con el implante. Así se obtiene un modelo de hueso cortical con cavidades para el hueso trabecular y los implantes; y el hueso trabecular con cavidades para los implantes. Las cavidades de los implantes en el ensamblaje cortical más trabecular se muestra en la Figura 3.11. En la Figura 3.12 se muestra la operación y el modelo generado.

Esta geometría resultante corresponde a la estructura llamada “Geometría Final”, y es la figura geométrica con la que se trabaja en los siguientes capítulos. Hay que mencionar que por cada combinación de implantes se obtiene una “Geometría Final” distinta.

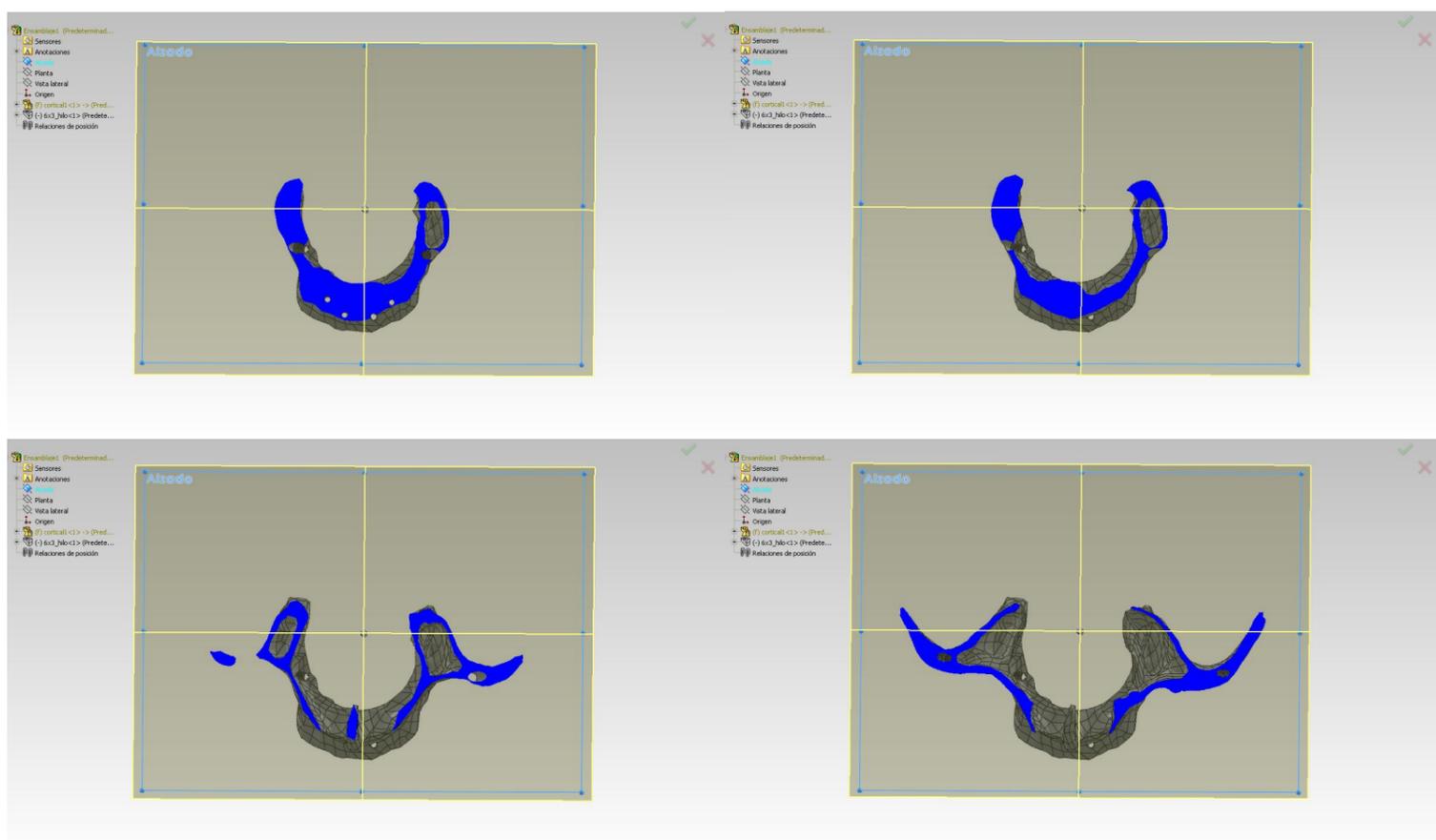


Figura 3.11: Cortes de geometría biológica con cavidades para implantes

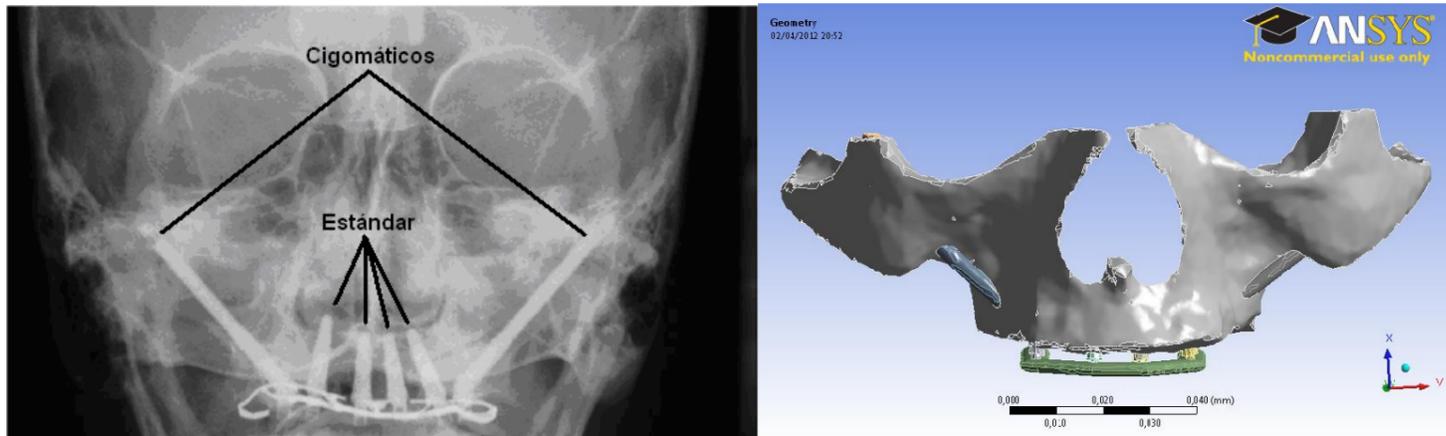


Figura 3.12: Comparación entre operación real e implantes en la geometría preparada

3.1.8. Modelos Geométricos Generados:

Se generan una serie de modelos para estudiar los resultados y la validez de los mismos. Los modelos generados se dividen en estructuras con implantes estándar con o sin hilo y supraestructuras de secciones 3x6 o 6x3. Los modelos generados para realizar el estudio son los siguientes:

- Modelo implantes sin hilo, supraestructura 3x6
- Modelo implantes sin hilo, supraestructura 6x3
- Modelo con dos implantes estándar con hilo, supraestructura 3x6
- Modelo con dos Implantes estándar sin hilo, supraestructura 6x3

Además se generan 2 modelos extras para comparar los resultados obtenidos de los modelos anteriores. El primer modelo corresponde a un “medio modelo” al cual se le asignan condiciones de borde adecuadas y se comporta como un modelo simétrico. En este modelo se considera hilo en 2 implantes estándar y una supraestructura de 3x6, pero considerando la simetría del modelo éste se comporta como si fuera un modelo con 4 implantes con hilo (ver Figura 3.13). El segundo modelo corresponde a un modelo generado por Materialise, que aparte del hilo en los implantes estándar, considera hilo en los implantes cigomáticos. Se estudia una supraestructura de 3x6, los resultados de este modelo se muestran en el ANEXO B.

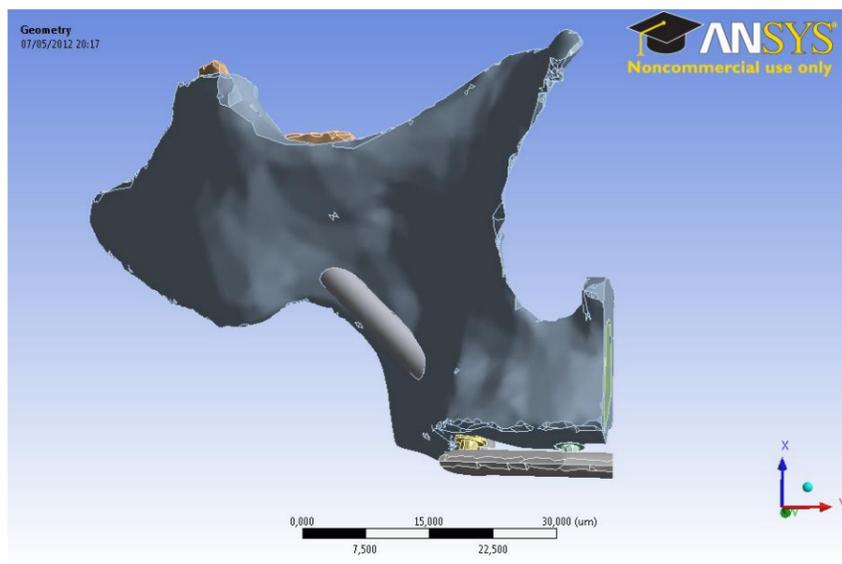
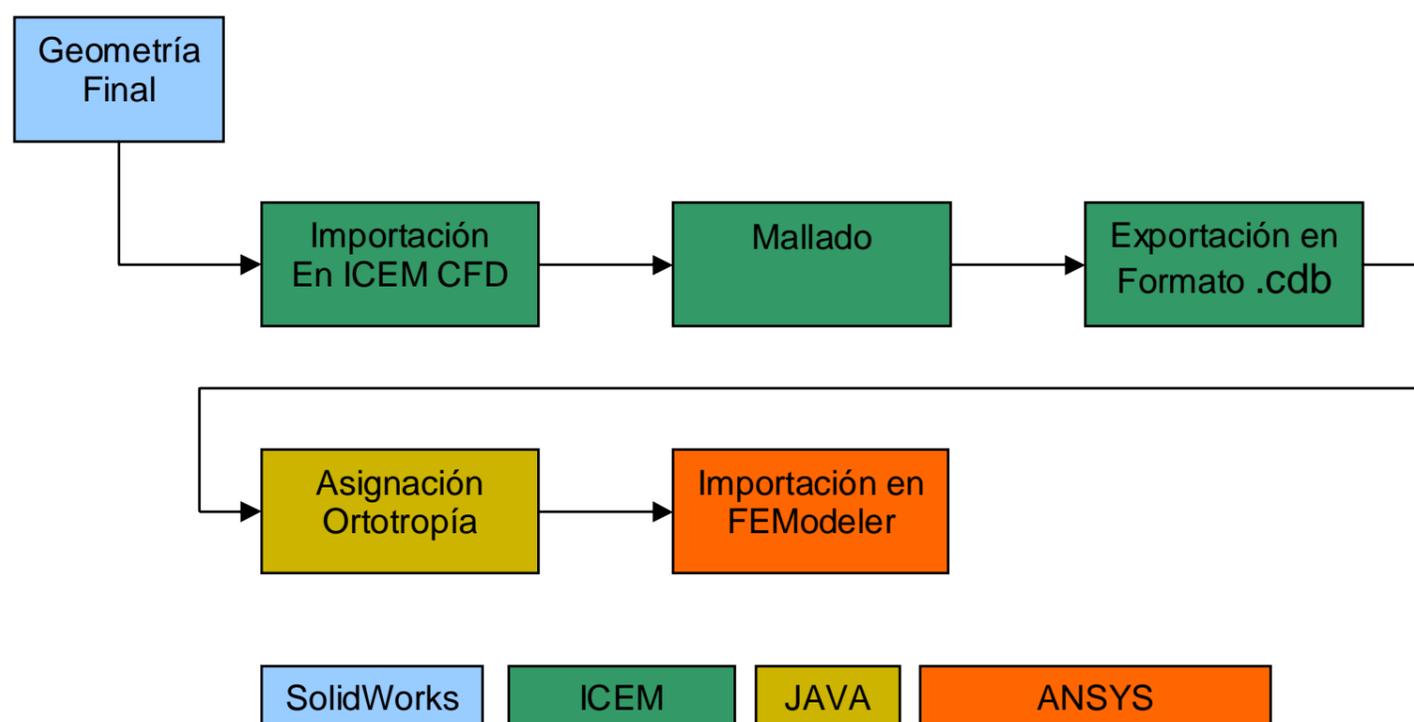


Figura 3.13: Modelo de mitad de estructura

3.2. *Mallado del modelo*

El mallado del modelo es un proceso en el que a partir de un modelo geométrico se obtiene una malla utilizable en ANSYS. Para el mallado del modelo se utilizan una serie de programas que mallan y asignan propiedades ortotrópicas al modelo. Los principales pasos se explican en el siguiente esquema.



3.2.1. ICEM CFD:

ICEM CFD es un software de mallado que permite importar diseños generados por computadores de alta complejidad y generar mallas de alta calidad. Este programa permite controlar mejor las características propias de las mallas que el mallador normal de ANSYS Workbench. En el ANEXO C se puede ver el procedimiento para la generación de mallas. Es sabido que el tamaño de elemento puede afectar los resultados del modelo y tiene directa relación con el tiempo de solución de cada

situación modelada. Para seleccionar un tamaño de elemento óptimo, se valida el tamaño de éste como se muestra en el capítulo 4.

Se selecciona un tipo elemento SOLID185. Este tipo de elemento es utilizado para el modelado tridimensional de estructuras sólidas. Se define por 8 nodos teniendo 3 grados de libertad en cada nodo. Permite formar elementos prismáticos y tetraédricos haciendo colapsar algunos de sus nodos, esto permite adaptar bastante bien la malla a formas irregulares. La disposición general de este tipo de elemento se muestra en la Figura 3.14. De acuerdo a los resultados mostrados en el capítulo 4 se selecciona un tamaño de elemento mínimo de 0,75mm y un tamaño de elemento máximo de 0,95 mm.

Figure 1: SOLID185 Homogeneous Structural Solid Geometry

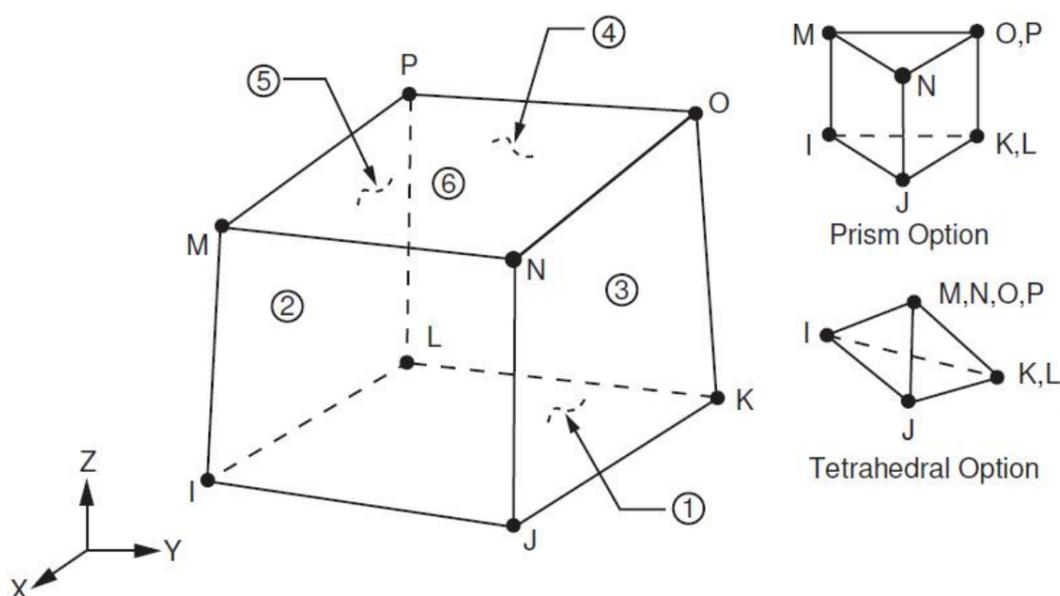


Figura 3.14: Disposición general elemento tipo SOLID185

Se crea una malla para cada una de las partes (Cortical, Trabecular, cada implante y Supraestructura) guardando cada malla en un archivo distinto. Cada una de estas mallas se exporta en formato .CDB. En la Figura 3.15, Figura 3.16 y Figura 3.17 se muestran la calidad de la malla generada. Cada uno estos cuerpos es un archivo separado. En la Figura 3.18 se puede apreciar en detalle la malla en las zonas de contacto.

El formato CDB permite importar a ANSYS sistemas de coordenadas, nodos, elementos, materiales, bloques, zonas de contacto, cargas, etc. En este trabajo solo modificaron sistemas de coordenadas de elementos. En la sección 3.2.2 explicará más en detalle algunas características de este formato.

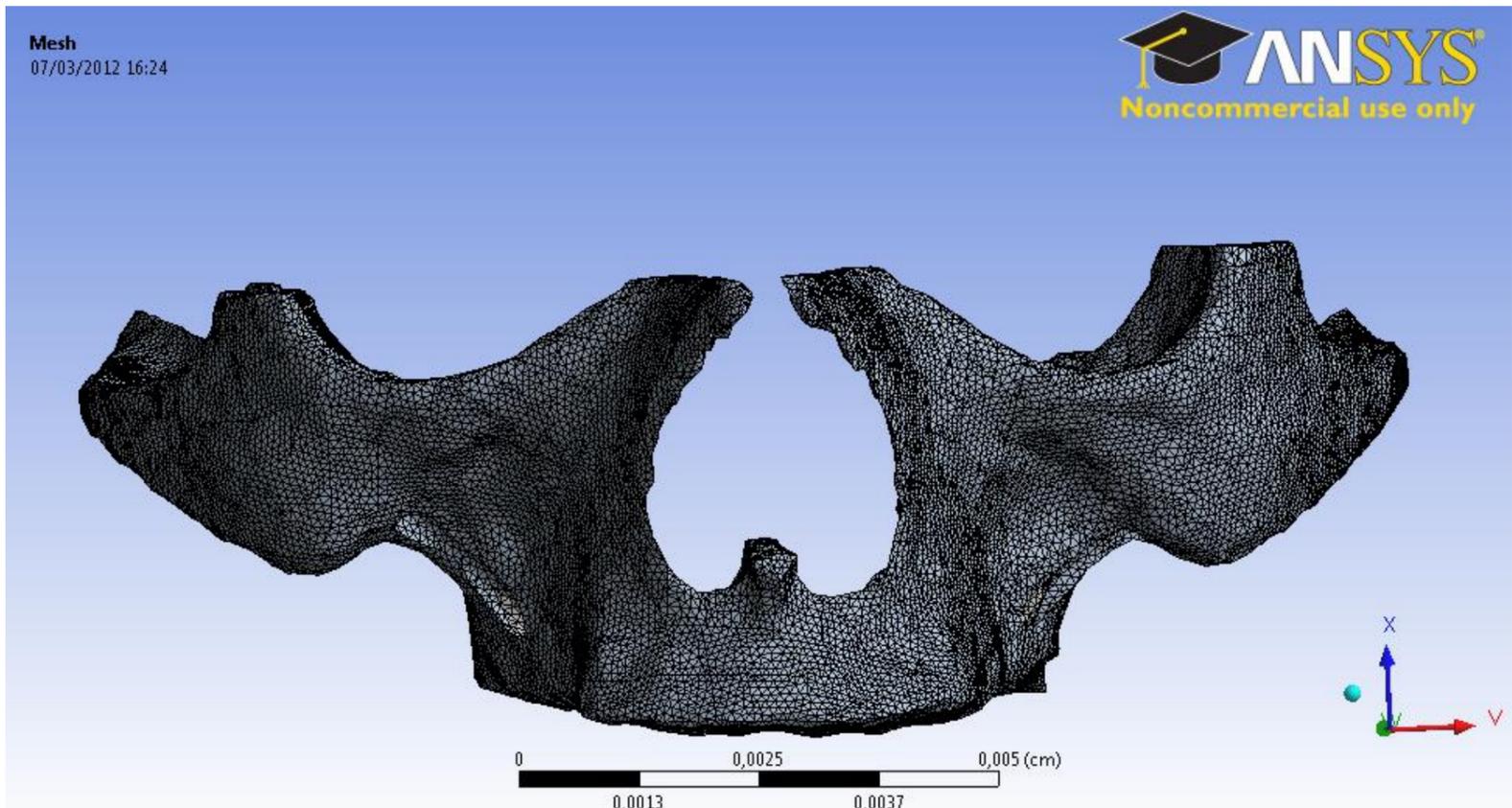


Figura 3.15: Mallado del hueso cortical

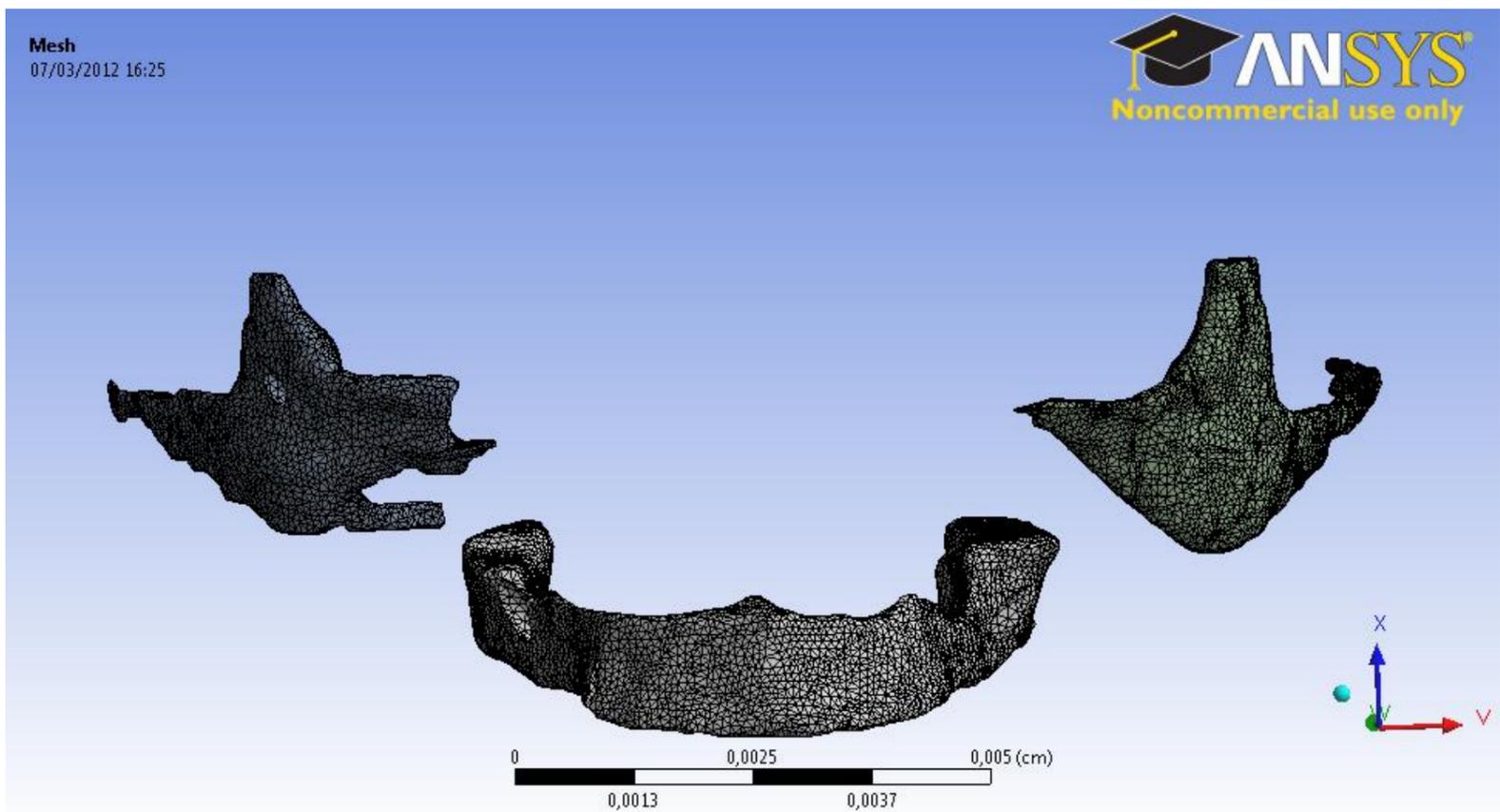


Figura 3.16: Mallado del Hueso Trabecular

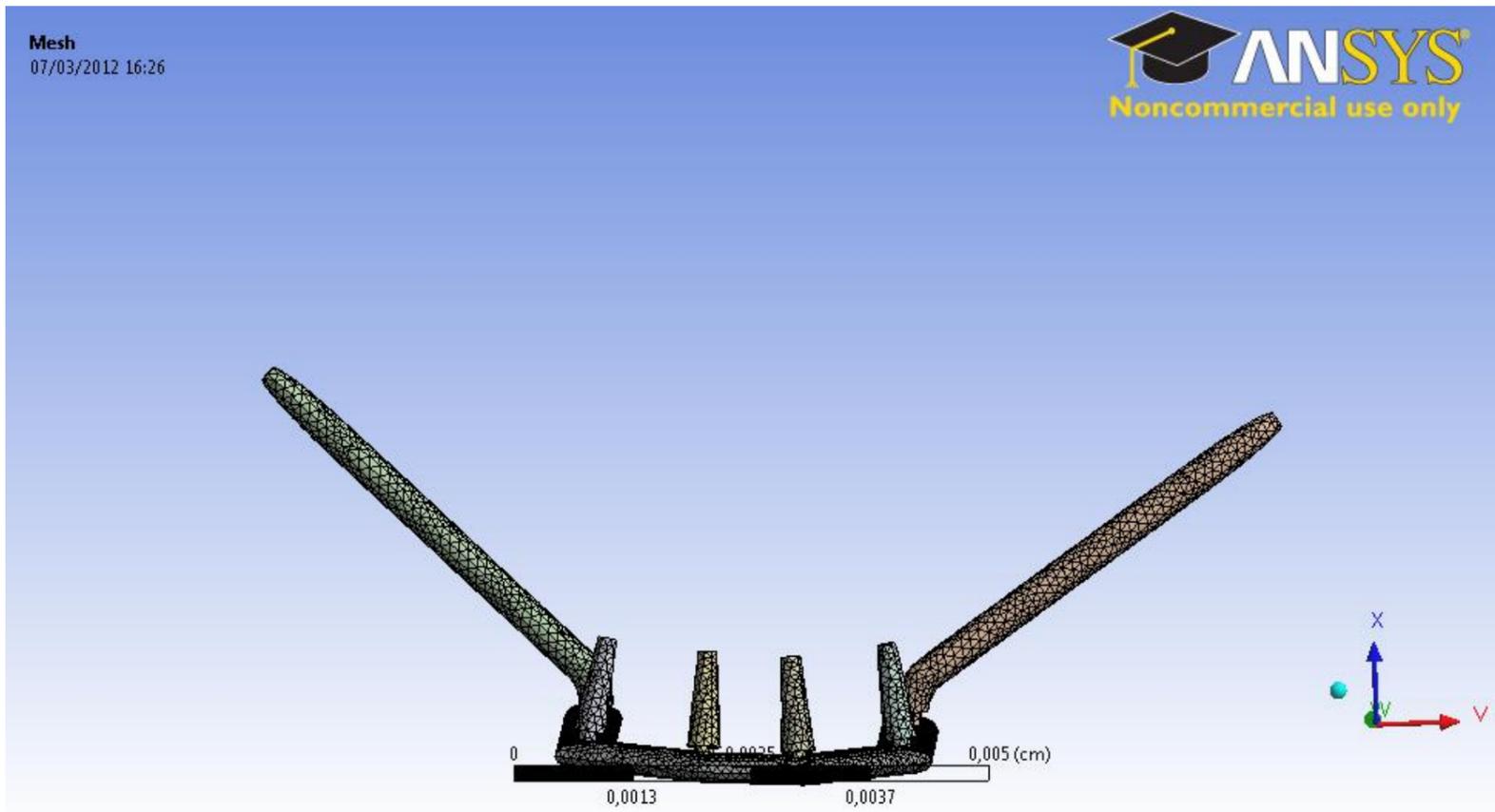


Figura 3.17: Mallado Implantes y Supraestructura

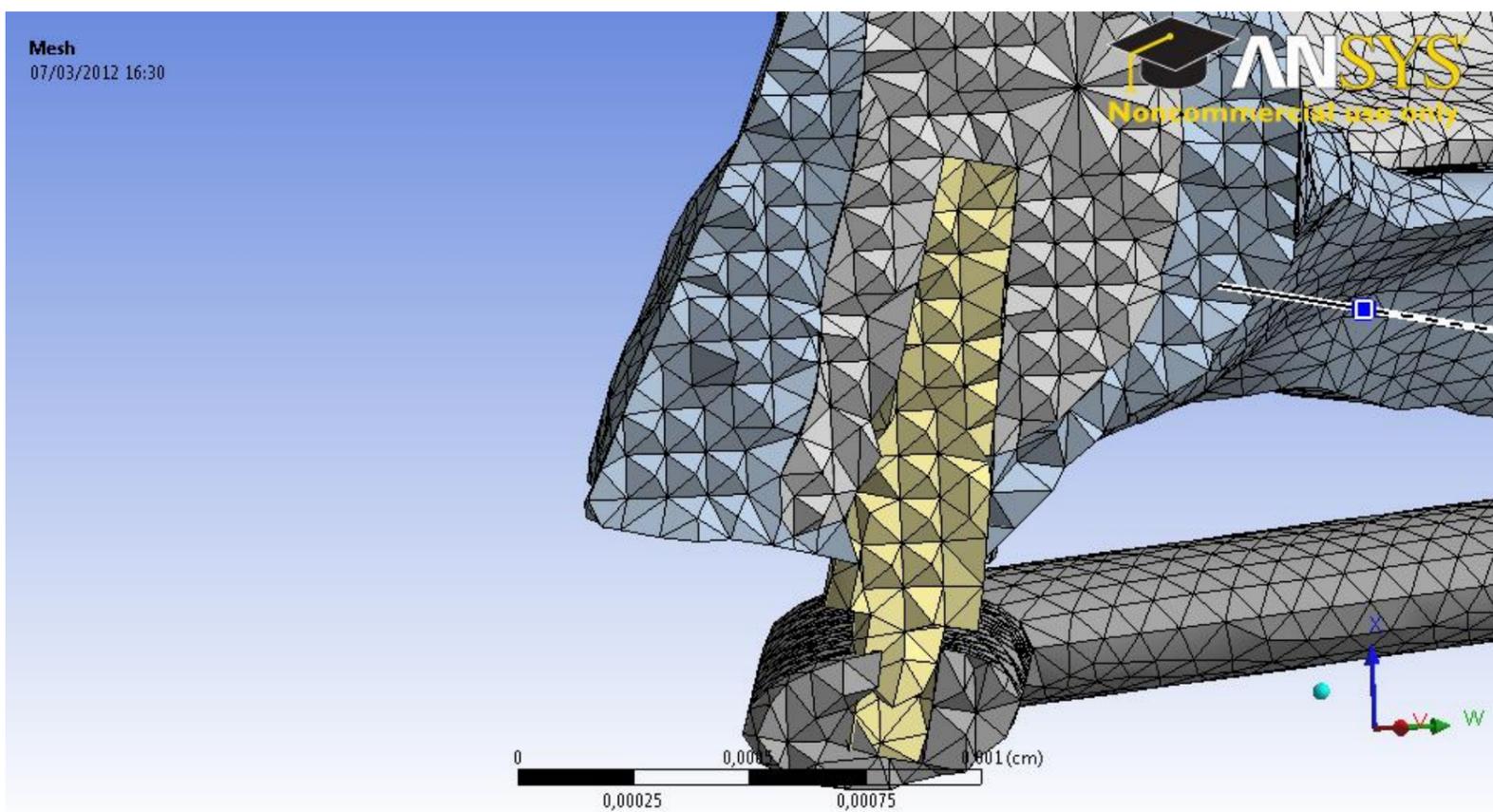


Figura 3.18: Mallado general del Modelo

3.2.2. Formato .CDB

El formato .CDB es un archivo que contiene información sobre la geometría (nodos y elementos), cargas y otros datos del modelo en términos de los comandos de entrada de ANSYS APDL.

El comando NBLOCK define un bloque de nodos. Este es el método recomendado (por ANSYS) para insertar nodos en la base de datos de ANSYS. La sintaxis del comando es la siguiente:

NBLOCK, NUMFI ELD, Sol key, NDMAX, NDSEL
Formato

NUMFI ELD: número de campos en el formato

Sol key: Entrada para que el nodo sea sólido. Si el valor es "solid" entonces el nodo es parte de un modelo sólido

NDMAX: Número de nodos máximos, si el valor se deja en blanco no existe máximo

NDSEL: Número de nodos seleccionados, si el valor se deja en blanco no se seleccionan nodos.

Formato:

El formato del bloque de nodos es el siguiente:

Columna 1: número de nodo

Columna 2: La entidad sólida en la cual en nodo existe

Columna 3: La locación del nodo en la línea (si el nodo existe en un elemento de línea)

Columna 4-6: Coordenadas del nodo

Columna 7-9: Rotación de los ángulos

La Figura 3.19 muestra el formato antes descrito:

```

/COM,ANSYS RELEASE
/TITLE,Ansys workbench export from Mimics Innovation suite
/nopr
/prep7
/com,***** Nodes for the whole assembly *****
nblock,3,solid
(318,3e20.9e3)

```

| | | | | | |
|--------------------|---|---|------------------|------------------|--------------------|
| 1 | 0 | 0 | 2.044210000e+001 | 5.063120000e+001 | 4.421080000e+001 |
| 2 | 0 | 0 | 2.148840000e+001 | 5.100640000e+001 | 4.232660000e+001 |
| 3 | 0 | 0 | 2.230290000e+001 | 5.057680000e+001 | 4.420900000e+001 |
| 4 | 0 | 0 | 2.128980000e+001 | 4.928810000e+001 | 4.386050000e+001 |
| 5 | 0 | 0 | 1.584850000e+001 | 1.269950000e+001 | 1.800990000e+001 |
| 6 | 0 | 0 | 1.469730000e+001 | 1.394500000e+001 | 1.671120000e+001 |
| 7 | 0 | 0 | 1.436120000e+001 | 1.233270000e+001 | 1.675340000e+001 |
| 8 | 0 | 0 | 1.482010000e+001 | 1.288570000e+001 | 1.855140000e+001 |
| 9 | 0 | 0 | 1.021513000e+002 | 4.639890000e+001 | 1.612230000e+001 |
| 10 | 0 | 0 | 1.017042000e+002 | 4.752320000e+001 | 1.790230000e+001 |
| 11 | 0 | 0 | 1.032117000e+002 | 4.569050000e+001 | 1.775890000e+001 |
| 12 | 0 | 0 | 1.039095000e+002 | 4.718730000e+001 | 1.671250000e+001 |
| 13 | 0 | 0 | 1.122826000e+002 | 1.051030000e+001 | 2.051890000e+001 |
| Nombre Nodo | 0 | 0 | 1.111755000e+002 | 1 | Coordenadas |
| 15 | 0 | 0 | 1.126504000e+002 | 1.182140000e+001 | 1.946070000e+001 |
| 16 | 0 | 0 | 1.114510000e+002 | 9.989600000e+000 | 1.861240000e+001 |
| 17 | 0 | 0 | 6.550200000e+001 | 7.895630000e+001 | 4.427640000e+001 |
| 18 | 0 | 0 | 6.464470000e+001 | 8.086770000e+001 | 4.461170000e+001 |

Figura 3.19: Aplicación comando NBLOCK

El comando EBLOCK define un bloque de elementos. La sintaxis del comando es la siguiente:

EBLOCK, NUM_NODES, Sol key
Formato

NUM_NODES: define el número de nodos a ser leído en la definición del elemento

Sol key: Entrada para que el nodo sea sólido. Si el valor es "solid" entonces el nodo es parte de un modelo sólido. En este caso el valor de la columna 8 = 0 y la columna 9 corresponde al número de nodos definiendo al elemento.

Formato:

Columna 1: Número del material

Columna 2: Número del tipo de elemento (element type)

Columna 3: Número de constante real

Columna 4: Número de identidad de la sección (secciones tipo barras)

Columna 5: Sistema de coordenadas del elemento

Columna 6: The birth/death flag

Columna 7: Número de referencia del modelo

Columna 8: The element shape flag

Columna 9: Número de nodos definiendo el elemento

Columna 10: Sin utilizar

Columna 11: Número del elemento

Columnas 12-19: Nodos definiendo al elemento.

La Figura 3.20 muestra el comando EBLOCK

```
/com,***** Elements *****
et,1,72
eblock,19,solid
(19i8)
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0      1      1      2      3      4
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0      2      5      6      7      8
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0      3      9      10     11     12
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0      4     13     14     15     16
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0      5     17     18     19     20
  2      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0      6     21     22     23     24
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0      7     25     26     27     28
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0      8     29     30     31     32
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0      9     33     34     35     36
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0     10     37     38     39     40
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0     11     41     42     43     44
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0     12     45     46     47     48
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0     13     49     50     51     52
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0     14     53     54     55     56
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0     15     57     58     59     60
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0     16     61     62     63     64
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0     17     65     66     67     68
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0     18     69     70     71     72
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0     19     73     74     75     76
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0     20     77     78     79     80
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0     21     81     82     83     84
  2      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0     22     85     86     87     88
  1      1      1      0      0      0      0      0      0      4      0     23     89     90     91     92
```

Figura 3.20: Aplicación comando EBLOCK

Al final de esta serie de datos el formato del comando termina con un valor -1.

3.2.3. Asignación ortotropía

La resistencia mecánica del hueso tiene directa relación con la estructura interna del mismo, especialmente con la orientación de las trabéculas. Es imposible conocer a priori los ejes o planos en los que el hueso estudiado presenta alguna orientación preferencial de las trabéculas, lo que implica módulos de elasticidad variables de acuerdo a la orientación. Para conocer estos ejes o planos se tendría que hacer un estudio observando la forma de la matriz de hueso al microscopio, pues ni una radiografía ni un TAC pueden entregar este tipo de información (Figura 2.2). Para modelar la ortotropía del hueso se orientan los ejes principales de cada elemento según un único sistema de coordenadas cilíndrico. Así se crea un Sistema de Coordenadas Cilíndrico y luego todos los elementos correspondientes a material óseo se asignan al sistema de coordenadas creado. La elección de este método se basa en su utilización en estudios realizados con anterioridad^{xii,xiii}

Para llevar a cabo este proceso primero se crea un sistema de coordenadas cilíndrico trasladado y rotado correctamente. Luego se implemento un programa JAVA que reconoce la línea eblock, 19, solid. Luego el programa comienza un ciclo (mientras la línea sea diferente de -1) lee la línea de abajo y cambia el número

correspondiente al sistema de coordenadas (0) a el número asociado al sistema de coordenadas cilíndrico creado (1).

La Figura 3.21 y la Figura 3.22 muestran la orientación de los ejes principales de cada elemento en un corte transversal del hueso. Se escoge el módulo de elasticidad mayor en el eje z (azul), que corresponde a la orientación de las cargas producidas por la masticación. Según el eje θ (verde) se orienta el segundo módulo de elasticidad. Finalmente en el eje ρ (rojo) se orienta el tercer módulo de elasticidad.

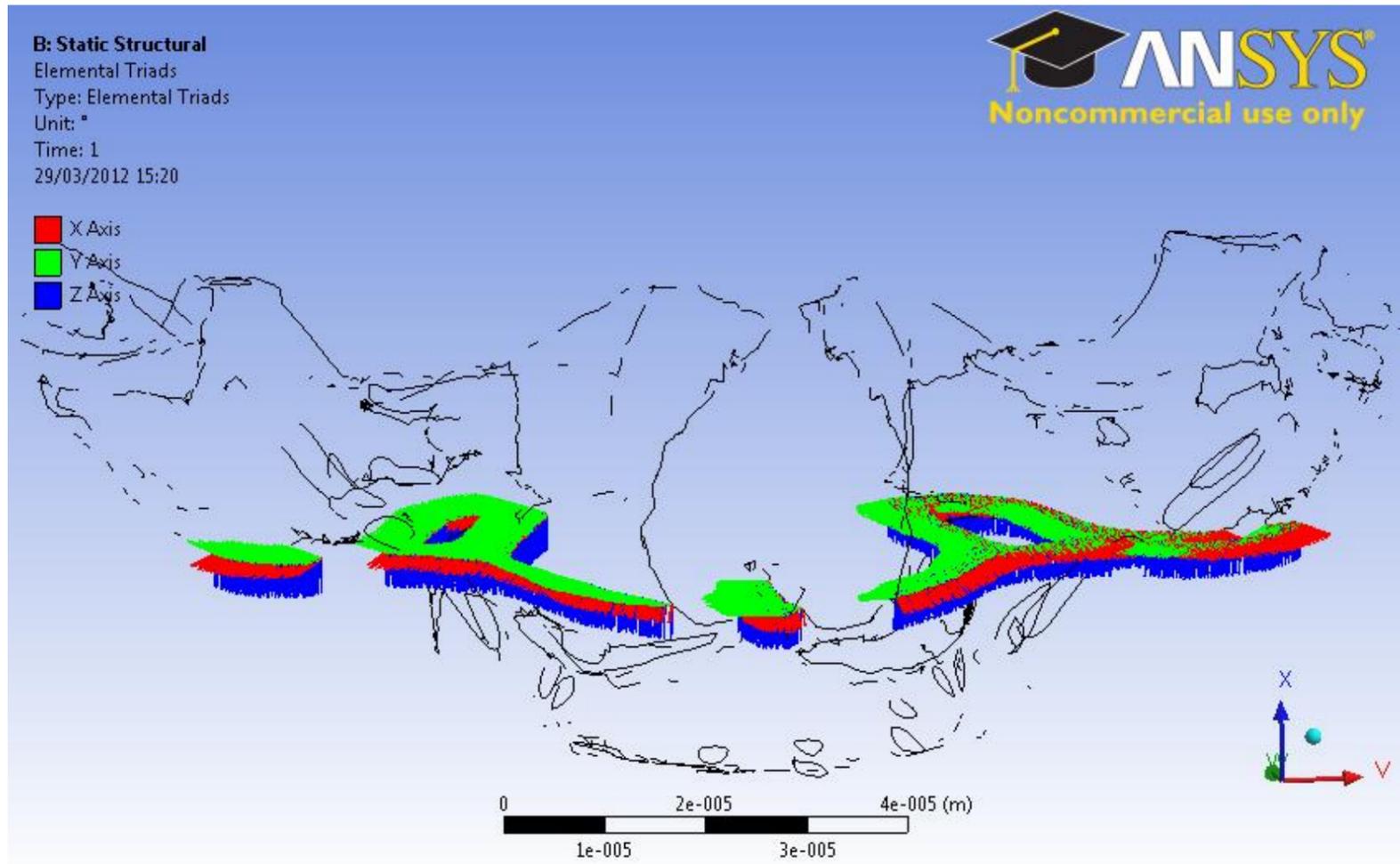


Figura 3.21: Orientación de elementos en corte transversal

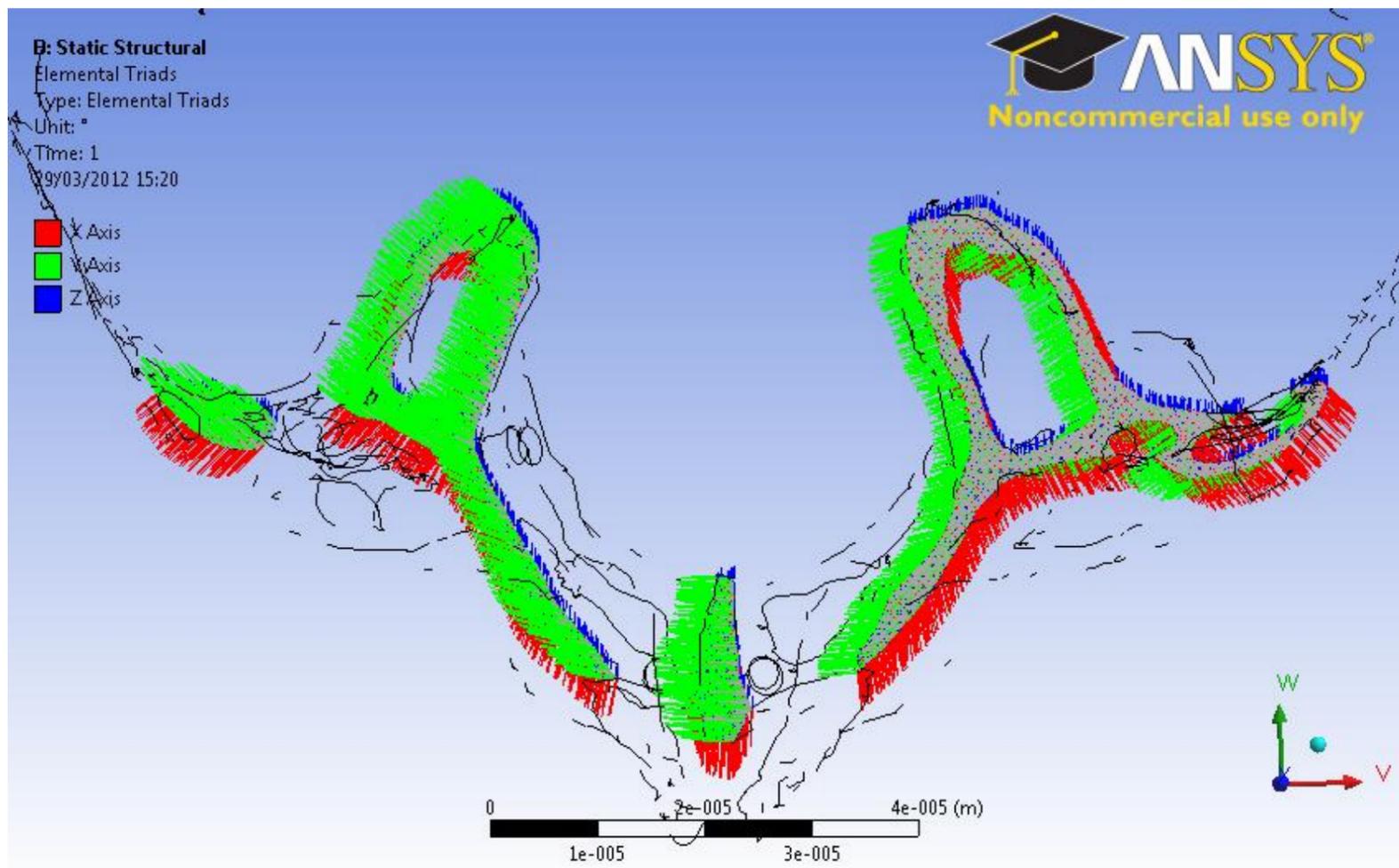
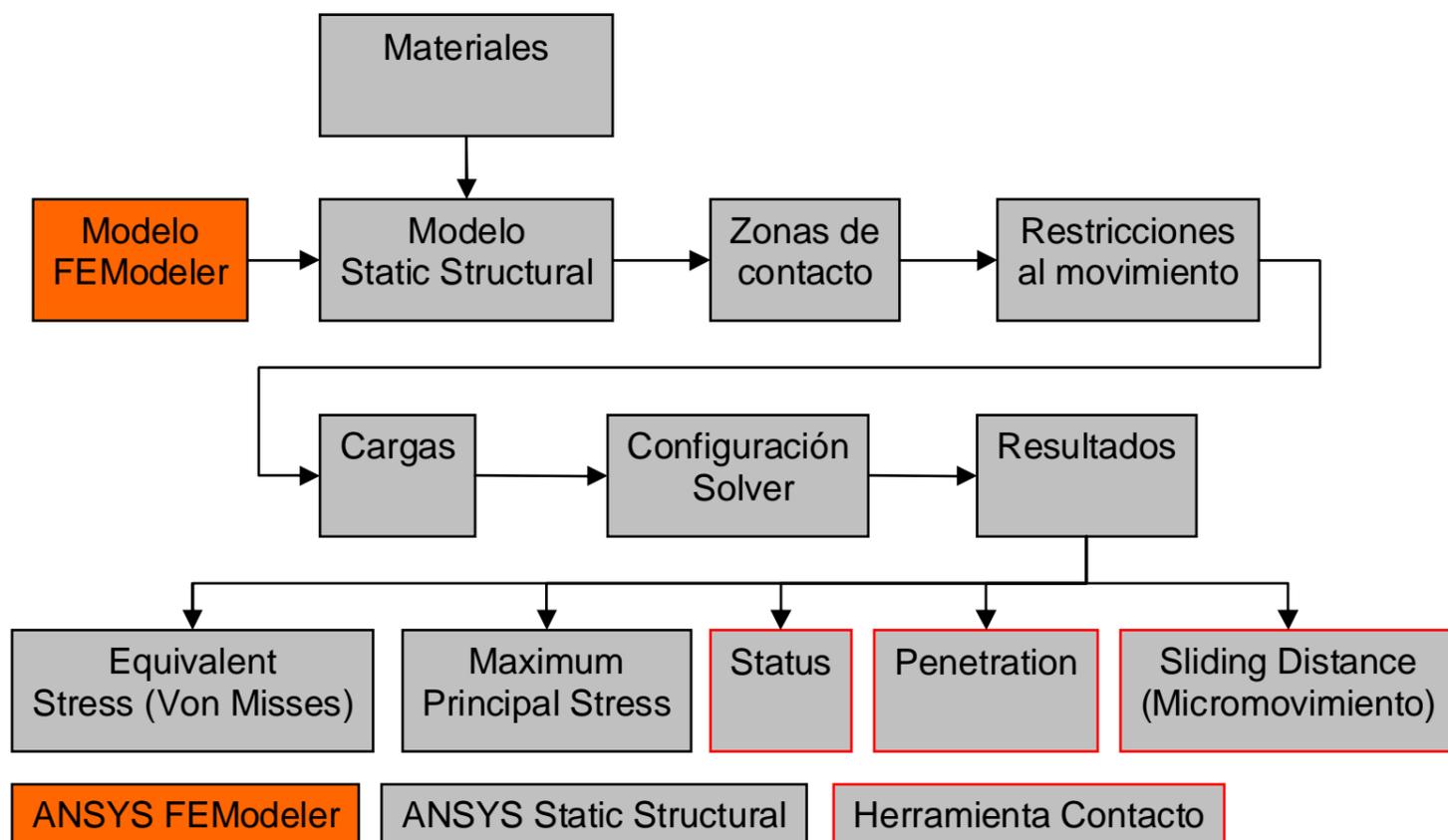


Figura 3.22: Corte transversal en vista superior mostrando ejes principales de cada elemento

3.3. Trabajo en ANSYS

El trabajo en ANSYS consiste, a grandes rasgos, en importar la malla generada y asignar las condiciones adecuadas de materiales, contacto, restricciones al movimiento y cargas para realizar las simulaciones numéricas. A continuación se muestra diagrama que indica los principales pasos llevados a cabo para obtener los resultados.



3.3.1. Importación en ANSYS

Una vez modificados los archivos .CDB esta información (malla más propiedades ortotrópicas) se utiliza en el módulo de Workbench ANSYS Static Structural. El modelo .CDB no se puede leer directamente en ANSYS Static Structural, por lo que cada una de las mallas generadas en el proceso anterior se importa en el programa FEModeler y esta información se transfiere al módulo Static Structural de ANSYS Workbench. FEModeler reconoce las superficies del modelo y crea una geometría asociada a la malla. Además reconoce automáticamente zonas de contacto y sistemas de coordenadas escritos en los archivos .CDB. La información del tipo de material se carga en la sección de Engineering Data del módulo de Static structural². La Figura 3.23 muestra la relación de información que se crea en Workbench para importar los datos de las mallas en formato “.CDB” y la información de los materiales en formato “.xml”. Una vez actualizados los datos se puede entrar al módulo mecánico de ANSYS Workbench.

² Las propiedades utilizadas son las mencionadas en los puntos 2.1.1 y 2.5.2

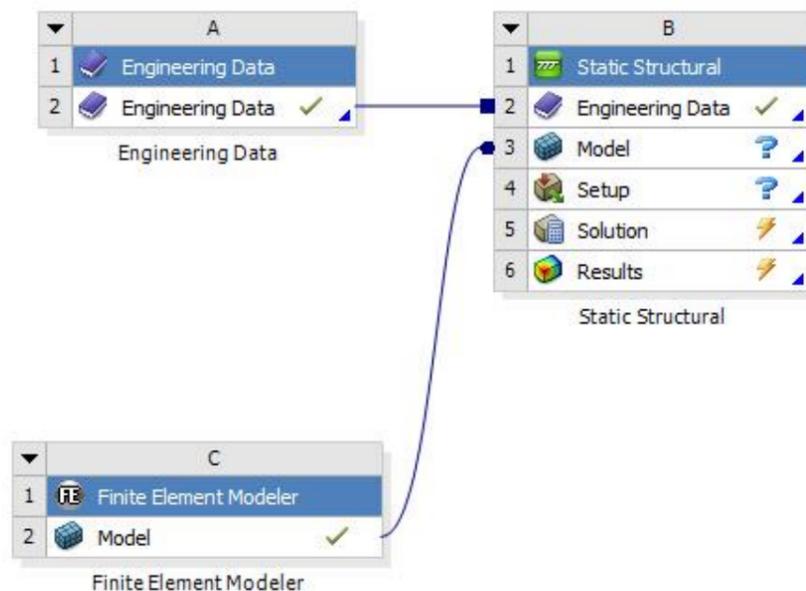


Figura 3.23: Método para importar mallas y materiales en Workbench de ANSYS

3.3.2. Zonas de contacto

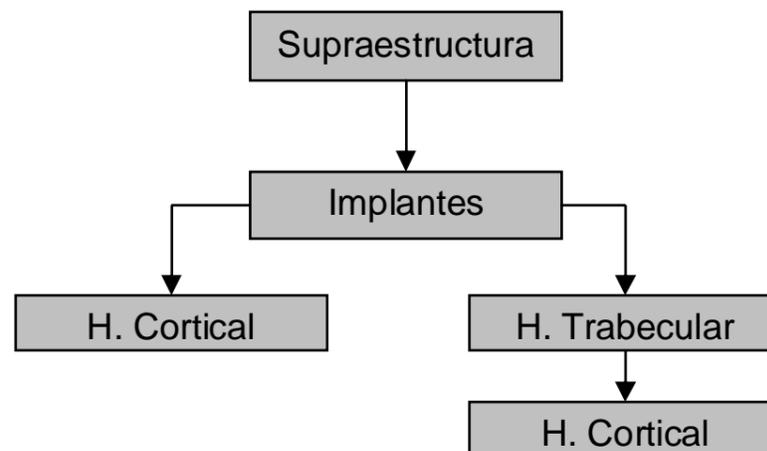
Las situaciones de contacto convierten el problema en no-lineal. ANSYS Workbench puede modelar contactos de tipo: Bonded, Rough, Frictional, Frictionless y No Separation. Con el fin de reducir el costo computacional el contacto entre hueso y hueso y entre implante y supraestructura se modela como un contacto “Bonded” que es un contacto lineal. El contacto entre Hueso e implante se modela como un contacto no lineal “Frictional”. Para el caso de hueso cortical con el implante se utiliza un coeficiente de roce de $0,65^{xiv}$, mientras que para el contacto entre hueso trabecular e implante se utiliza un coeficiente de roce de $0,77^{xv,3}$.

Para la formulación del contacto ANSYS permite definir el tipo de contacto de 4 maneras: Augmented Lagrange, Pure Penalty, MPC y Normal Lagrange. Se selecciona para todos los contactos una formulación Augmented Lagrange y en la opción de “Update Stiffness” se selecciona “Each Iteration, Aggressive”.

Al importar una malla y no un modelo geométrico ANSYS Workbench tiene que generar un modelo geométrico y asociarlo con la malla importada. Este modelo geométrico generado es necesario para que el programa reconozca las superficies en contacto, cargas y condiciones de borde. El módulo Mechanics de ANSYS Workbench reconoce automáticamente la mayoría de las zonas de contacto, sin embargo la geometría asociada a la malla es distinta a la geometría final (geometría de la sección 3.1) y el programa no reconoce correctamente todas las superficies en contacto, por lo que se seleccionan algunas de las zonas de contacto manualmente (zonas que no han sido reconocidas como contacto o zonas que no son de contacto y que han sido reconocidas como tal).

³ Se han encontrado un gran rango de valores para estos coeficientes, en el capítulo 4 se estudia la influencia de estos valores en los resultados finales en un caso simplificado.

Las superficies de contacto se definen por una superficie que ejerce presión (contact) y una que recibe esta presión (target). La secuencia de cargas en el modelo problema estudiado se modela como se muestra en el diagrama a continuación



Donde las estructuras superiores, que se definen como superficies tipo contact, cargan a las estructuras inferiores (target). ANSYS no reconoce este sistema de cargas por lo que, en ciertas ocasiones, hay que invertir el tipo de contacto que define a la superficie.

Las zonas de contacto entre implante y hueso trabecular/cortical se muestra en la Figura 3.24 y Figura 3.25. En la Figura 3.26 se muestra el contacto original generado por ANSYS y el contacto final seleccionado del hueso trabecular derecho con el implante cigomático. La selección del contacto del implante con hilo con el hueso (trabecular o cortical) se realiza de la misma forma. Hay que mencionar que cuando se considera el hilo en el implante, se genera una geometría mucho mas compleja, lo que implica que se generan una gran cantidad de superficies de contacto. Esto se ve en la Figura 3.27 que muestra el contrato entre un implante con hilo y el hueso cortical.

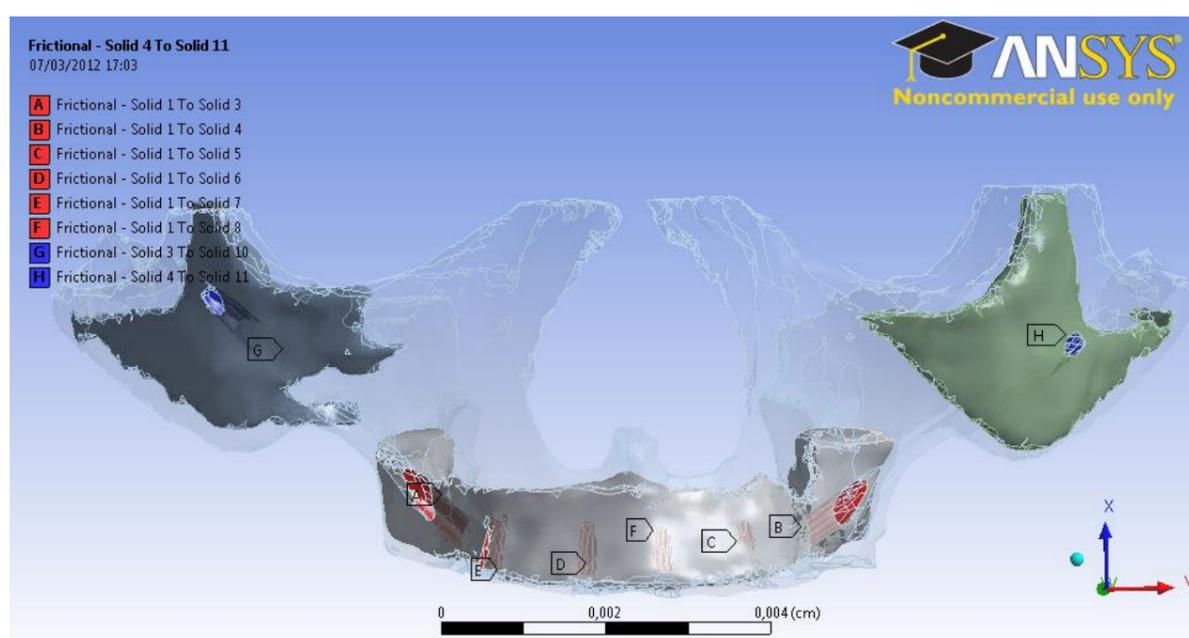


Figura 3.24: Zonas de contacto entre Implantes y Hueso Trabecular

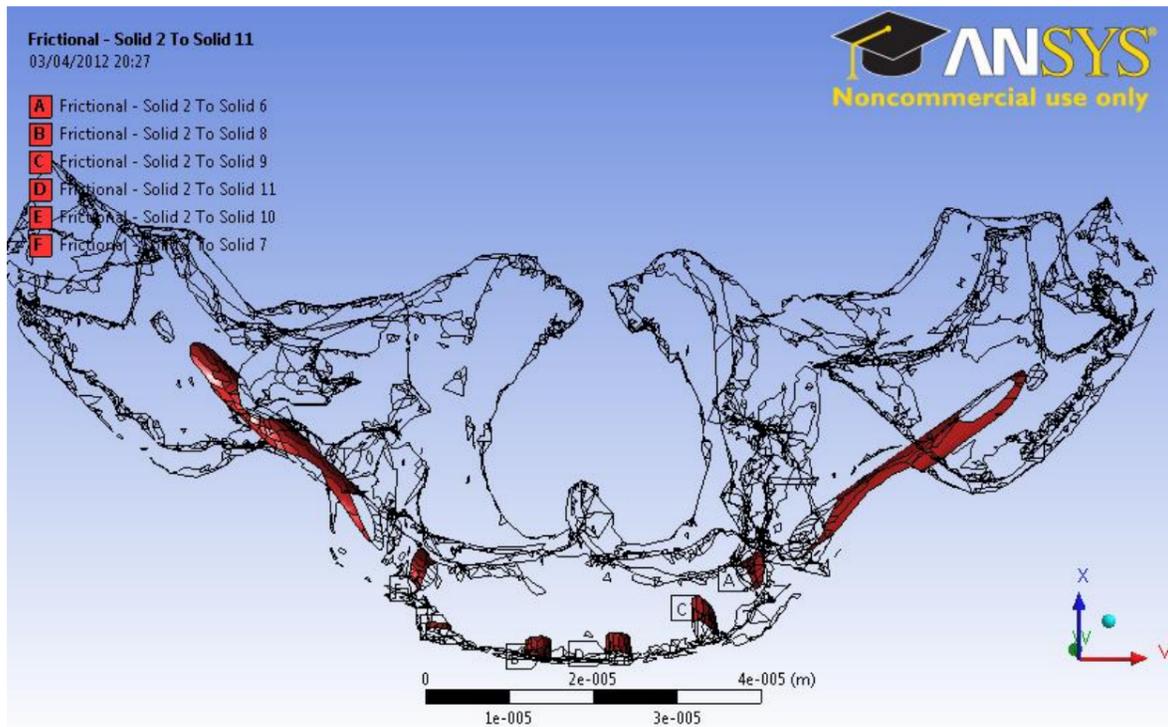


Figura 3.25: Zonas de contacto entre Implantes y Hueso Cortical

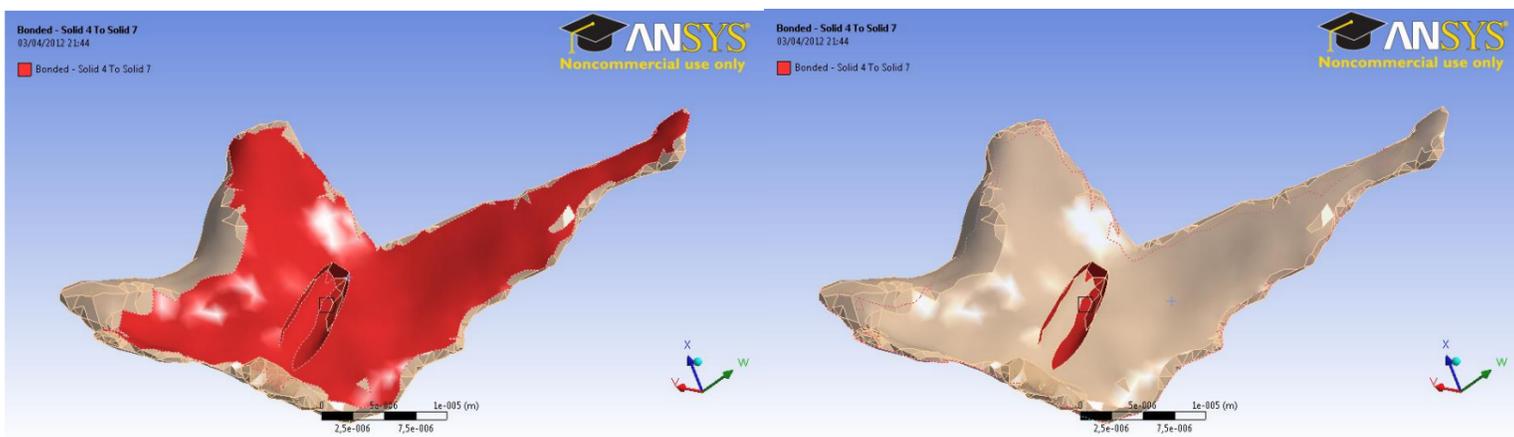


Figura 3.26: Selección zonas de contacto

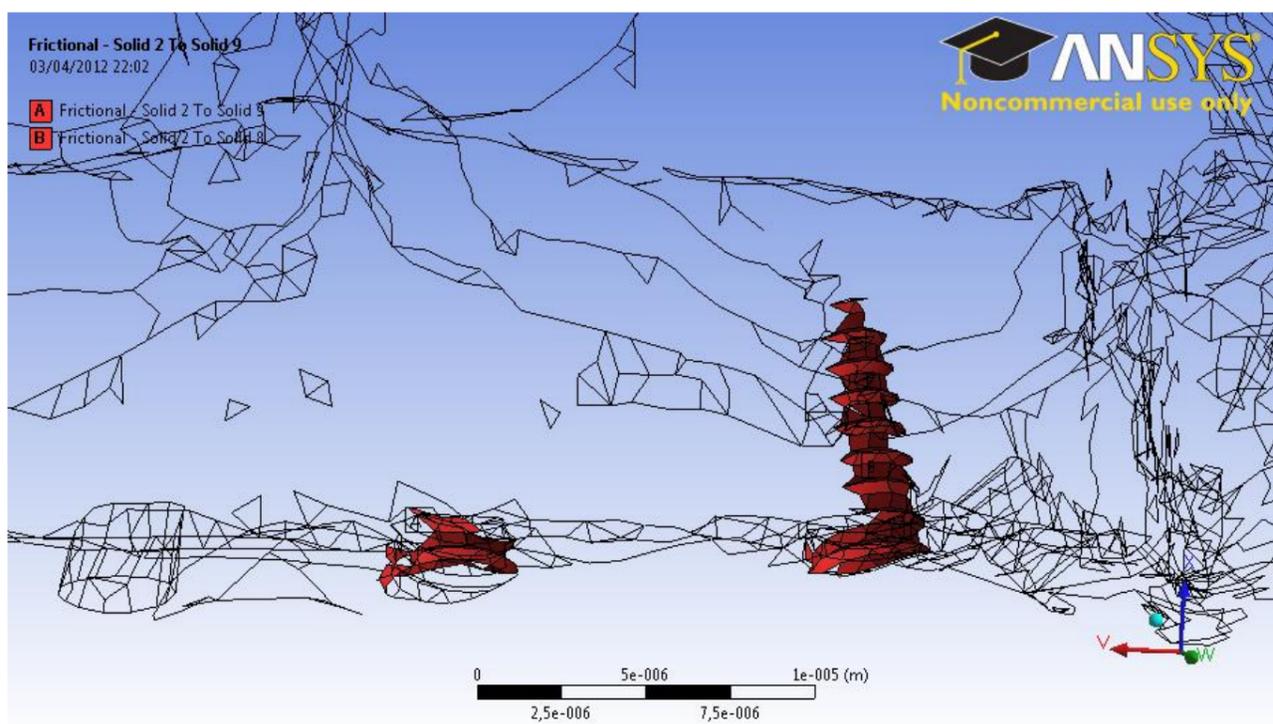


Figura 3.27: Zonas de contacto Implante con Hilo

3.3.3. Restricciones al movimiento:

Para modelar los “constrains” o restricciones al movimiento se asume que el desplazamiento en las caras superiores de corte de la estructura es 0. La Figura 3.28 muestra las superficies seleccionadas como superficies fijas en el modelo.

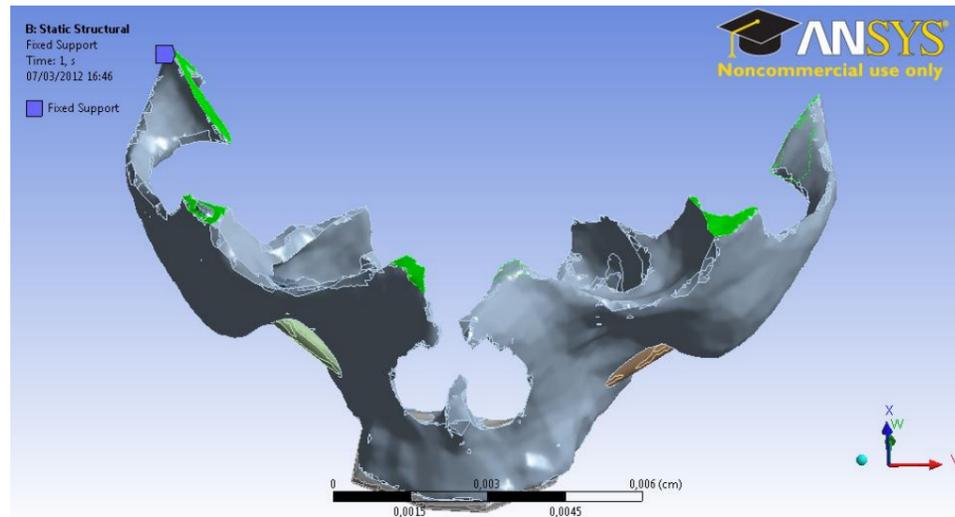


Figura 3.28: Superficies con restricción total al movimiento

Para el caso en el que se considera el “medio modelo”, tiene que existir una condición de restricción al movimiento extra que simule las condiciones de simetría. Se seleccionan así las superficies que se muestran en la Figura 3.29 y se le asigna una restricción tipo “Displacement” o de desplazamiento. Estas condiciones de borde permiten que las superficies seleccionadas se muevan en el plano Y-Z.

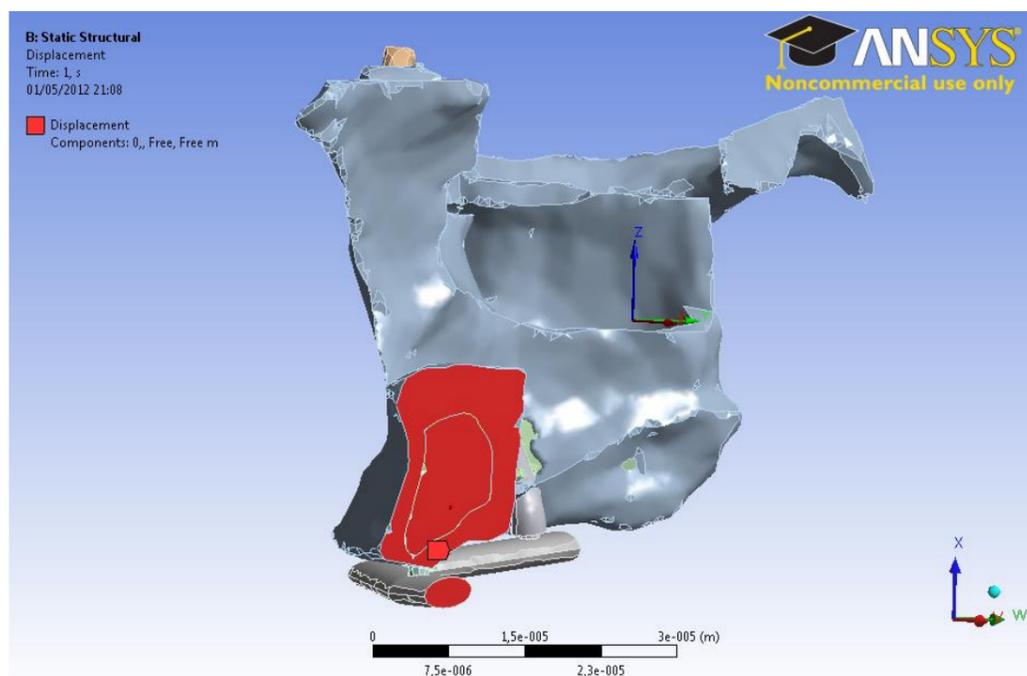


Figura 3.29: Superficies con restricción en plano al movimiento

3.3.4. Cargas aplicadas

Las condiciones de carga simuladas corresponden a las fuerzas que produciría una persona en el proceso de masticación. Las cargas aplicadas a la estructura son asignadas en ANSYS como “loads” tipo “Force” o tipo fuerza. Este tipo de carga tiene la ventaja que independientemente del área donde se aplique la carga, esta siempre produce una fuerza de cierta magnitud previamente asignada.

La fuerza se asigna según componentes en los ejes globales. Las componentes son [25, -20, 250] [N] lo que significa una fuerza total de magnitud 252,04 [N], equivalentes a 25,71 [Kgf]. La carga aplicada se subdivide en “Steps” o pasos para ayudar a la convergencia del problema. Cada componente se divide en 100 pasos y se aplican las cargas consecutivamente hasta llegar a la carga total. Aplicar la carga en pasos permite resolver el problema utilizando la geometría ya deformada por la carga aplicada en los pasos anteriores; y aplicando solo un paso de carga para encontrar un nuevo punto de convergencia. En cada paso se utilizan los mismos criterios de convergencia.

En primer lugar se lleva a cabo una simulación para estudiar la simetría del modelo, para esto se escoge el modelo sin hilo y con supraestructura 6x3 de aleación de cobalto-cromo. Para estudiar la simetría del modelo se carga la mitad derecha y la mitad izquierda de la supraestructura como se muestra en la Figura 3.30 y Figura 3.31 respectivamente. Finalmente se estudia el comportamiento general de todos los modelos generados cargando la mitad izquierda del modelo (carga de la Figura 3.31).

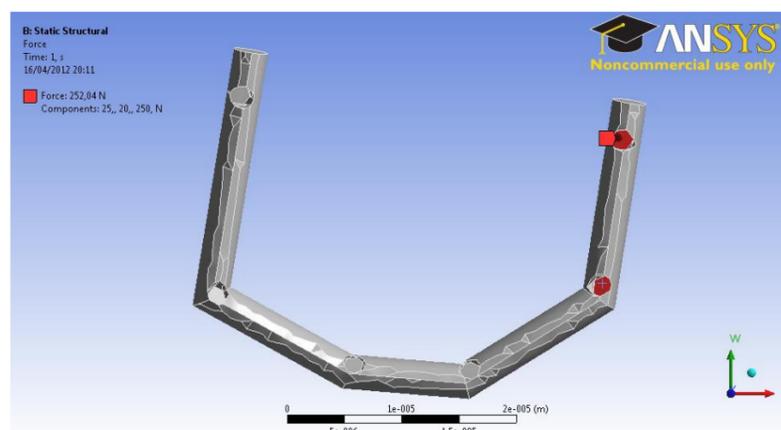


Figura 3.30: Carga mitad derecha de la Supraestructura

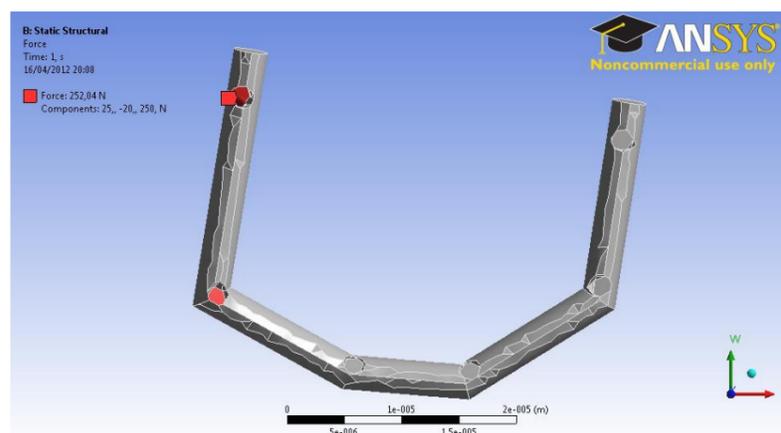


Figura 3.31: Carga mitad izquierda de la Supraestructura

3.3.5. Configuración Solver

El solver que se utiliza es ANSYS APDL, que es el solver asignado por defecto para resolver los problemas de estática estructural. El problema de contacto no lineal estudiado en este trabajo es solo un caso particular es estática estructural. Se realizan cambios en el “step control” donde se selecciona la opción de “Auto Time Stepping” en el modo “On”, se asigna un máximo de substeps igual a 20. La Figura 3.32 muestra el seteo general de los parámetros utilizados para resolver el modelo.



Figura 3.32: Seteo general del Solver para el problema de contacto no lineal

4. Validación del Modelo y Análisis de Sensibilidad de las Variables.

4.1. Introducción:

La complejidad de las geometrías biológicas, que no pueden ser fácilmente representadas por curvas parametrizables para trabajarlas numéricamente; y la poca robustez de los métodos numéricos para resolver problemas no lineales de contacto cuando aumentan el número de contactos, no permiten realizar estudios con un alto nivel de detalles tanto en la geometría biológica como en la de los implantes. La validación mostrada en este capítulo, no contemplada inicialmente en el trabajo de memoria, se realiza con dos fines: en primer lugar definir un tamaño de elemento que valide el tamaño utilizado en el desarrollo de la memoria, y también se realiza con el fin de poder extrapolar algunos resultados.

En primer lugar se estudia como varía el valor máximo de los parámetros del esfuerzo de Von Mises y “Sliding Distance” (o distancia de deslizamiento) en relación al tamaño de elemento de malla seleccionada, con una malla de tamaño uniforme. Con esta metodología se valida el tamaño de elemento de malla.

Finalmente se observa como varía el valor máximo del parámetro “Sliding Distance” del contacto hueso implante cuando varía cada uno de los siguientes 8 parámetros: geometría implante (hilo), geometría hueso, ángulo de posición de implante, profundidad de inserción del implante, ángulo de carga, ortotropía del hueso, coeficiente de fricción y restricción al movimiento.

4.2. Consideraciones generales del problema

La geometría que se estudia es un implante sin hilo, con las dimensiones que se muestran en el capítulo 3.1.3 insertado en un ortoedro exterior de dimensiones 20 x 20 x 10 [mm] y un ortoedro interior de dimensiones 15 x 15 x 6 [mm] situado en la mitad del ortoedro exterior. El implante se coloca a 3,5 [mm] de la superficie del ortoedro exterior en el centro de ambos cuerpos. Estos tres cuerpos son complementarios entre si. En la Figura 4.1 se dibuja el conjunto.

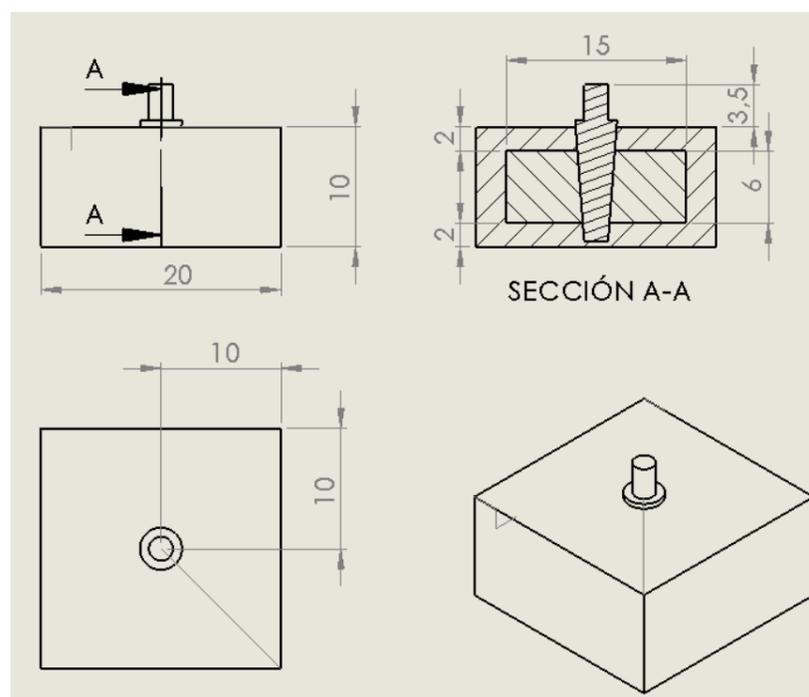


Figura 4.1: Dimensiones generales del problema

Todos los materiales se consideran como materiales lineales elásticos. El implante se considera como un material isotrópico, con módulo de elasticidad de 110 [GPa] y un coeficiente de Poisson de 0,35. El material biológico se considera con las propiedades que se muestran en la tabla 2.1. El material correspondiente al hueso cortical se asigna a la geometría exterior, mientras que el material correspondiente al hueso trabecular se asigna al ortoedro interior del ensamblaje. Los ejes principales de los elementos que componen el hueso se orientan de acuerdo a un sistema cartesiano con origen en una de las paredes del cubo que representa el hueso cortical. El módulo de elasticidad principal se orienta según el eje z, mientras que el segundo se orienta según el eje y. Las direcciones principales se muestran en la Figura 4.2.

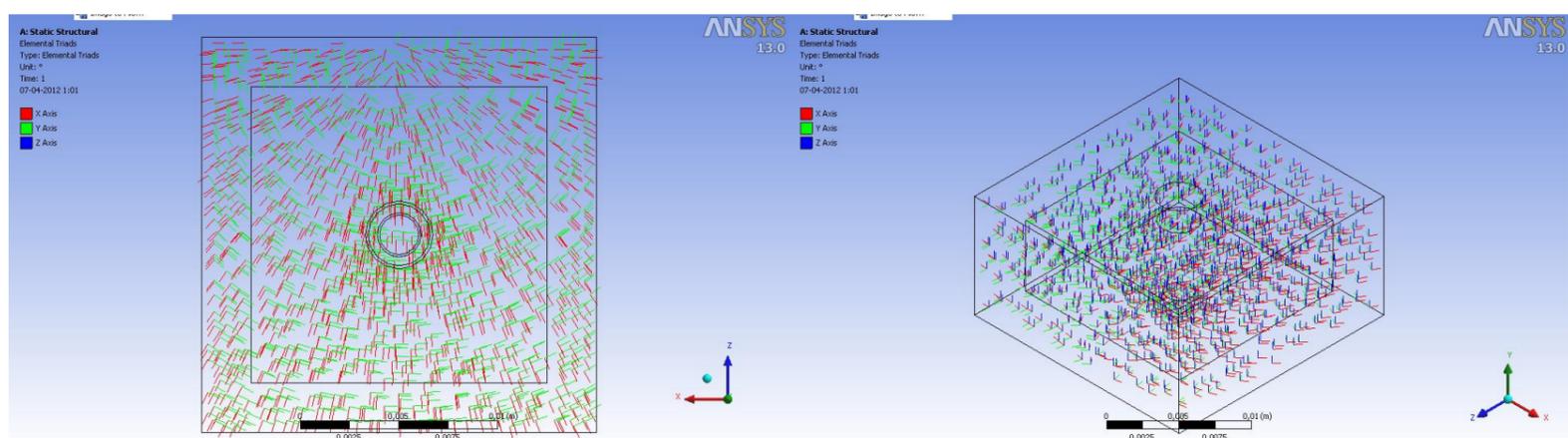
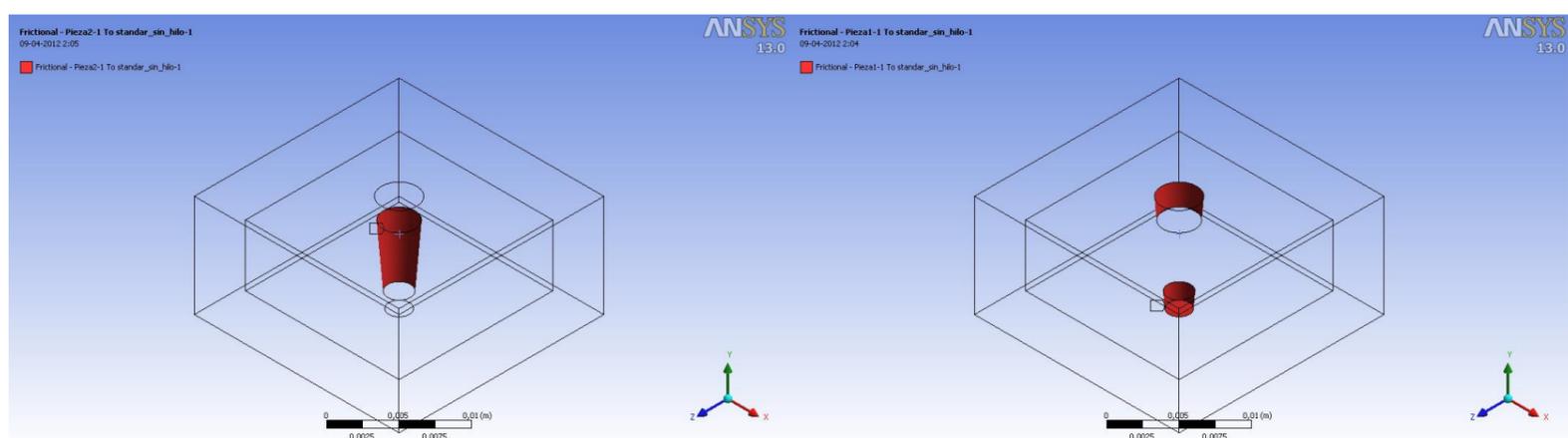


Figura 4.2: Orientación de los ejes principales de cada elemento

El contacto entre hueso/hueso se modela como un contacto bonded, y entre implante/hueso trabecular e implante/hueso cortical como un contacto friccional con coeficientes de roces 0,77 y 0,65 respectivamente. Se considera una presión de 200 [Pa] en la superficie del implante que se muestra en la Figura 4.3, la restricción al movimiento se considera como un soporte “Fixed” en la base de la geometría. La Figura 4.3 muestra las condiciones de contacto, cargas y restricciones al movimiento del modelo.



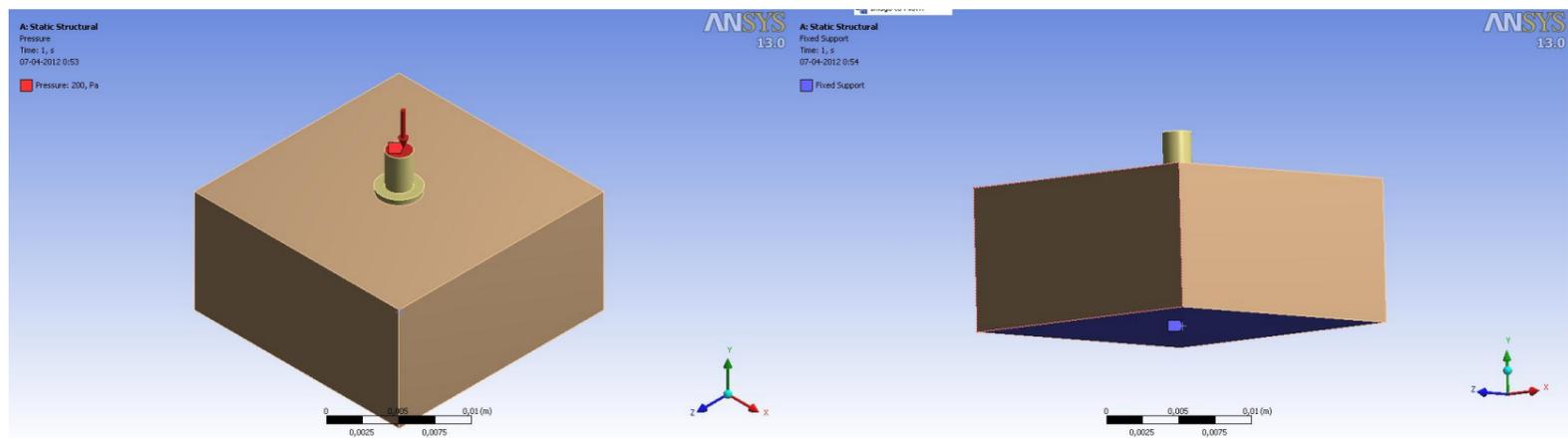


Figura 4.3: Condiciones generales del problema

4.3. Validación de la Malla:

Sin variar la geometría general del problema, se estudia como cambian los resultados del esfuerzo máximo de Von Mises y el valor de Sliding Distance (del implante con el hueso cortical y del implante con el hueso trabecular) en función del tamaño de elemento del modelo. Se estudiaron mallas de tamaño uniforme, tetraédricas y generadas de acuerdo al algoritmo “patch conforming”, es decir, ajustadas a la geometría original. Estas mallas por ser geoméricamente más simples que las estudiadas en este trabajo se mallan directamente en ANSYS Workbench.

4.3.1. Mallas

Se estudiaron mallas de tamaño 0,003 – 0,0015 – 0,001 – 0,00085 – 0,00075 y 0,00065 [m]. En la Figura 4.4 y Figura 4.5 se muestran en orden descendente las mallas generadas. Se observa en las figuras antes mencionadas que la disminución del tamaño del elemento provoca un aumento significativo de la cantidad de elementos del modelo. Por ejemplo la cantidad de elementos del modelo con tamaño de elemento de 0,0015 [m] es aproximadamente tres veces mayor a la cantidad de elementos del modelo con tamaño de elemento de 0,003 [m]. También se puede apreciar que a medida que se refina la malla los elementos de ésta mejora la calidad del elemento, es decir que para mallas con tamaño de elementos más pequeños los tetraedros formados tienden a ser formados por triángulos equiláteros mientras que para mallas con tamaños de elementos más grandes los tetraedros formados tienden a ser más irregulares.

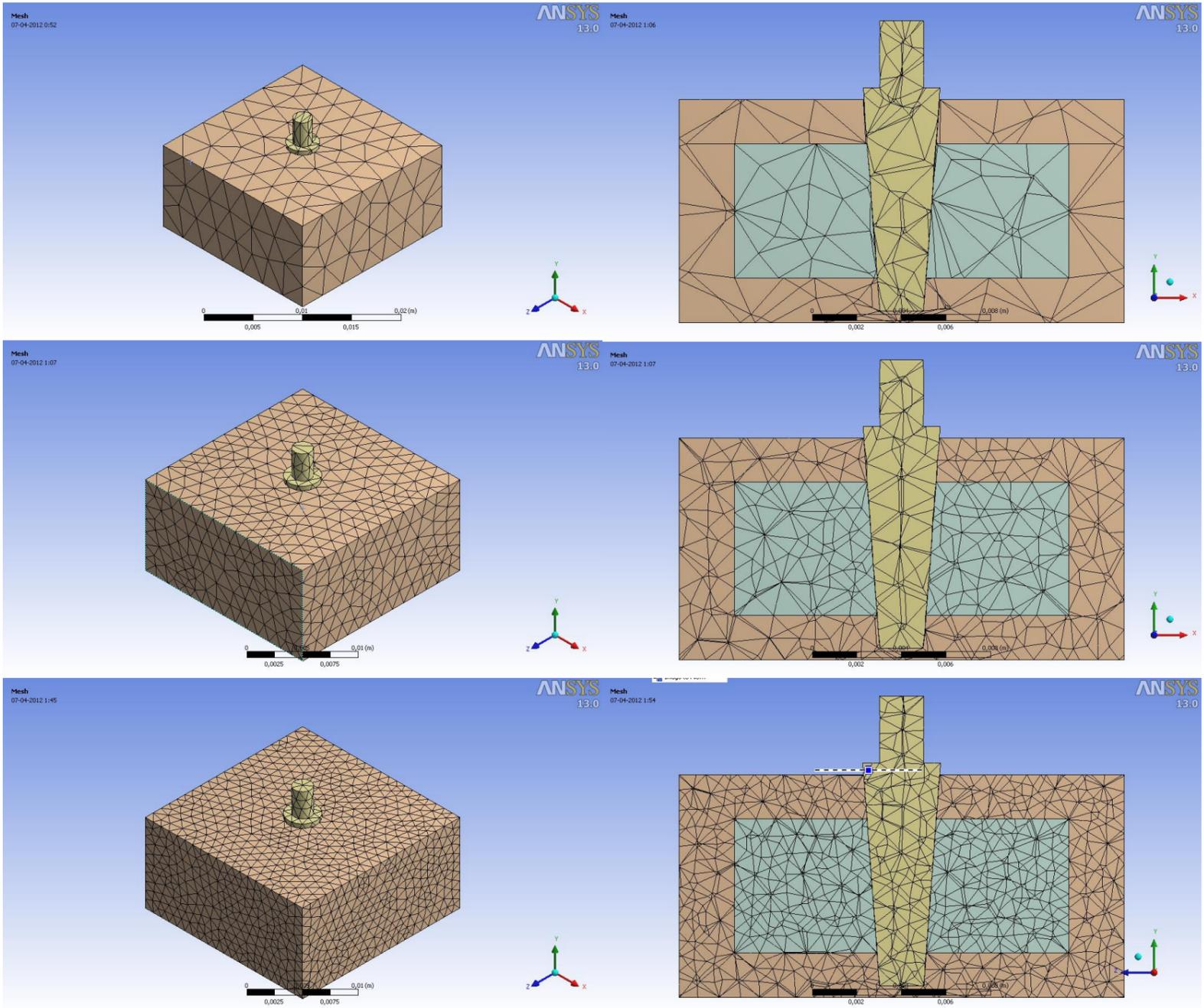


Figura 4.4: Mallas generadas

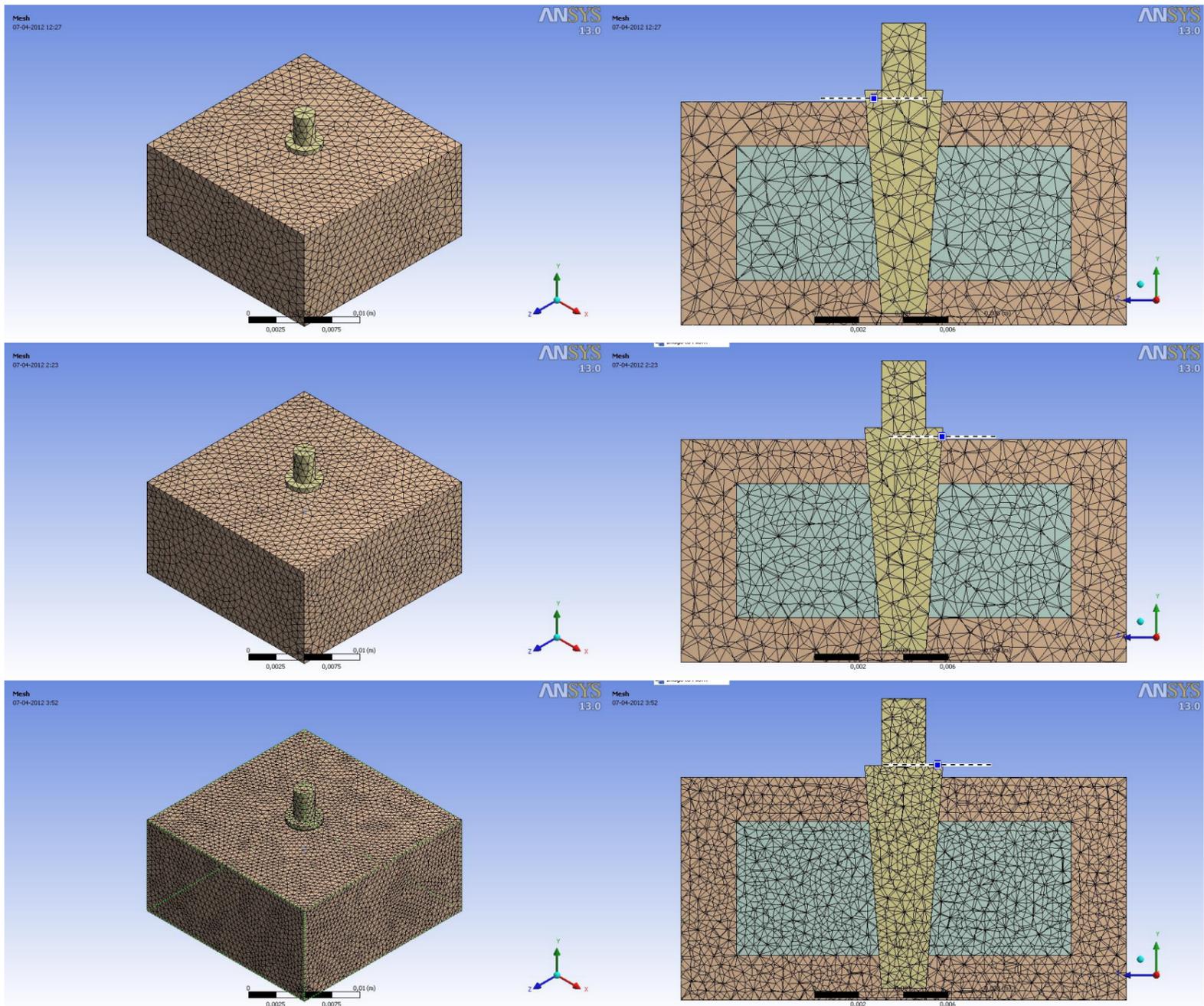


Figura 4.5: Mallas Generadas

4.3.2. Resultados

Desde la Figura 4.6 a la Figura 4.11 se presentan los resultados según mallas de: esfuerzos, esfuerzos visto de plano de corte, sliding distance del contacto implante/hueso cortical y sliding distance del contacto implante/hueso trabecular. Al final se presenta la Tabla 4.1 en la que se muestran los valores máximos de esfuerzo y los valores respectivos de micromovimiento.

- Malla 1

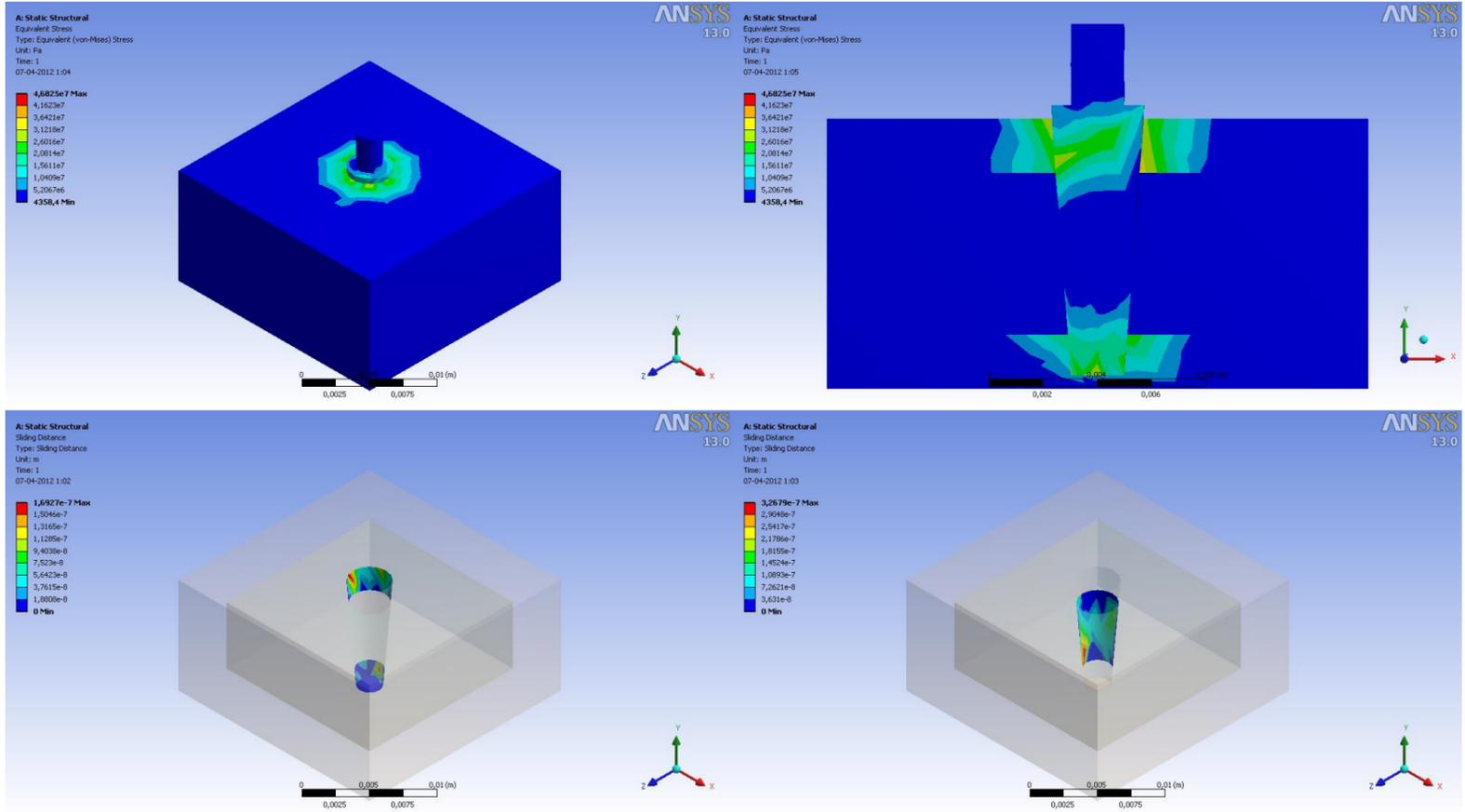


Figura 4.6: Resultados malla 1

- Malla 2

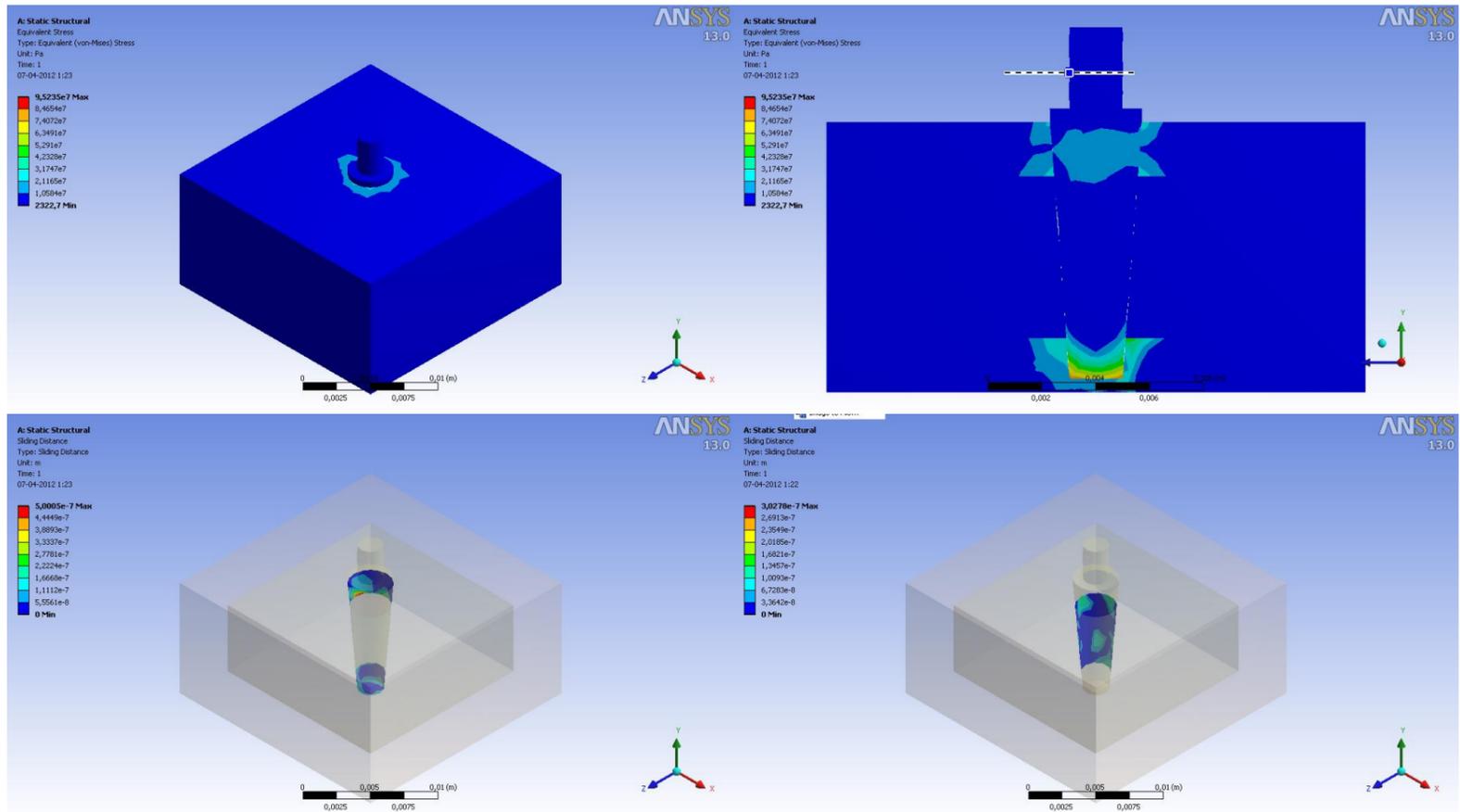


Figura 4.7: Resultados malla 2

- Malla 3

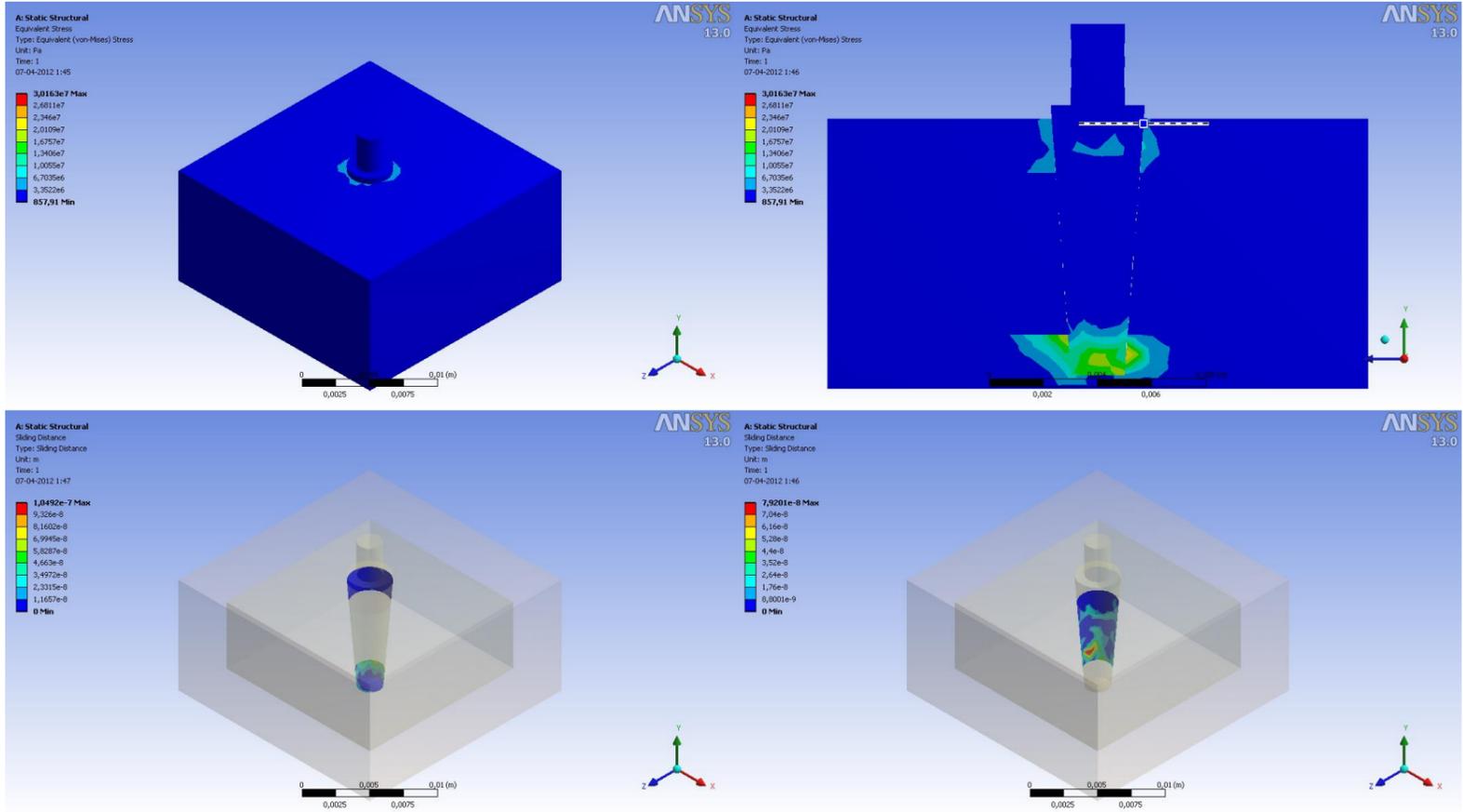


Figura 4.8: Resultados malla 3

- Malla 4

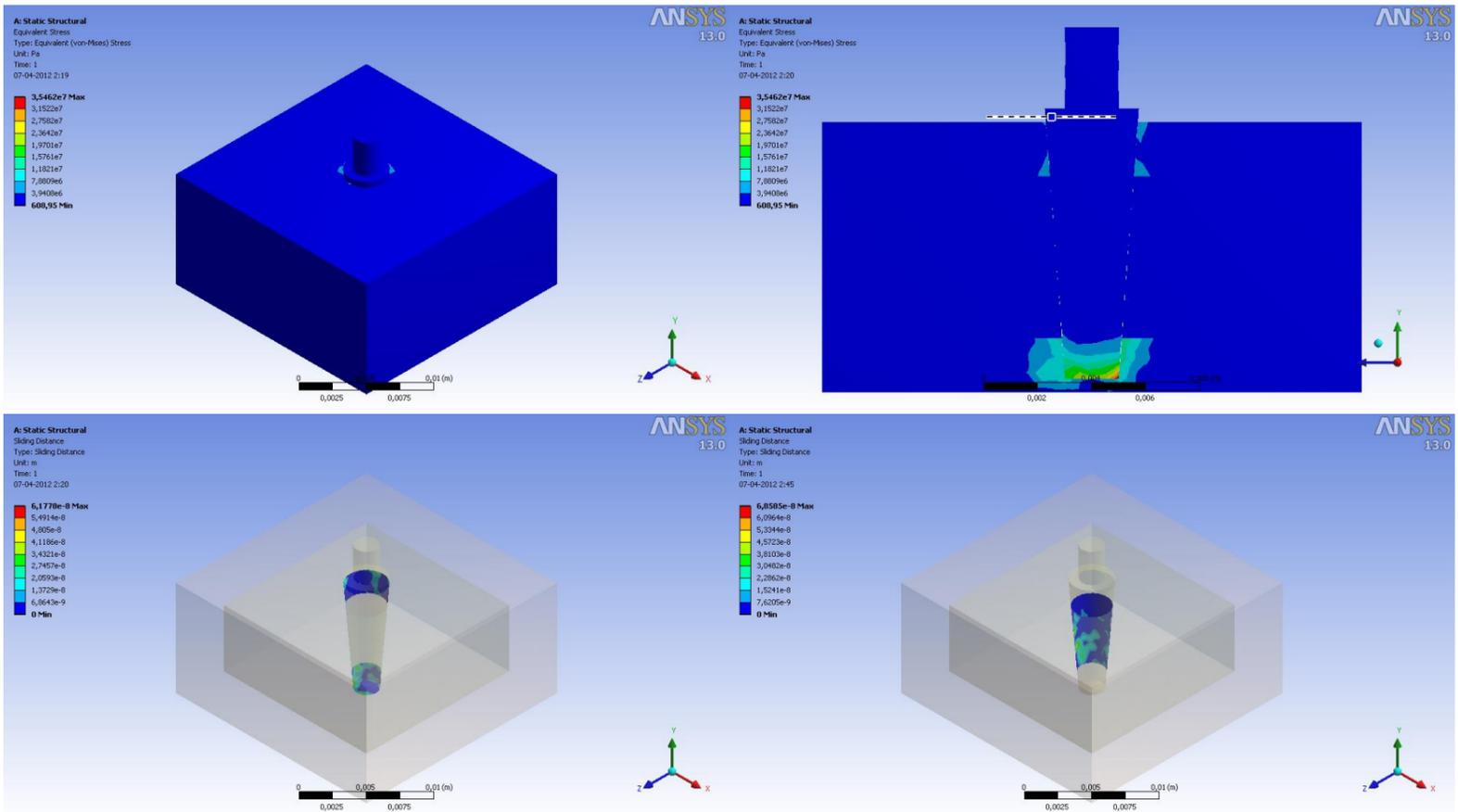


Figura 4.9: Resultados malla 4

- Malla 5

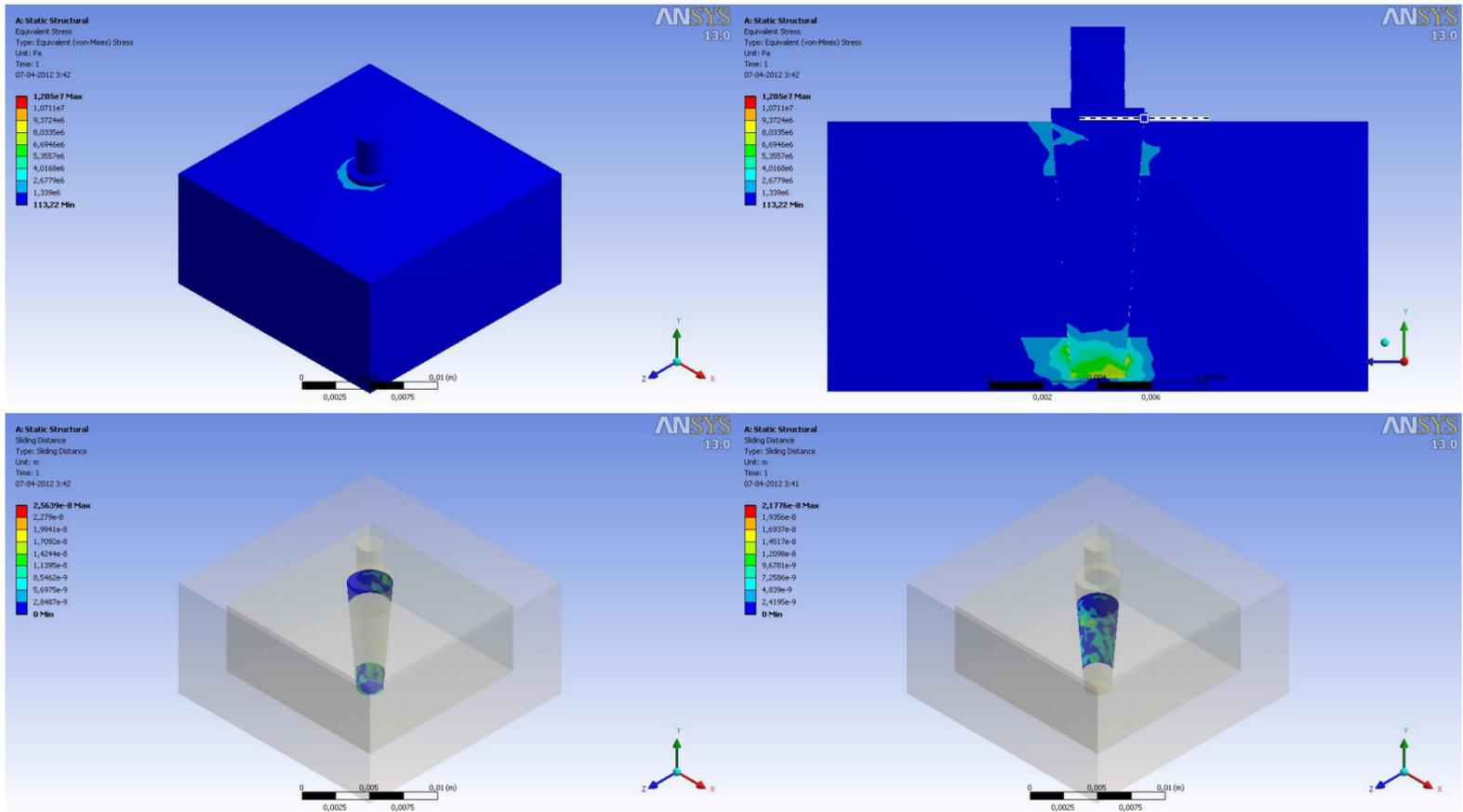


Figura 4.10: Resultados malla 5

- Malla 6

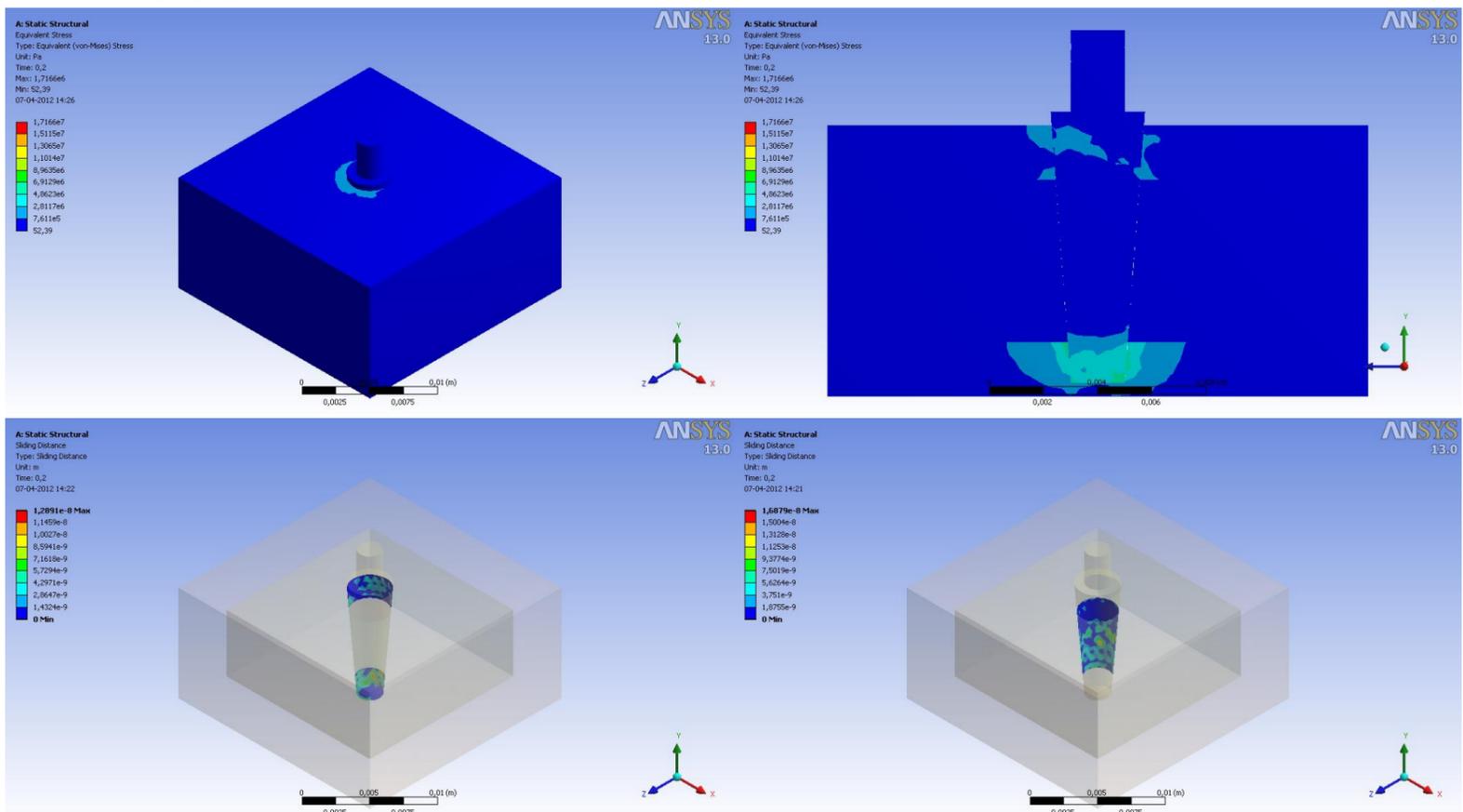


Figura 4.11: Resultados malla 6

- Resumen:

Los resultados se pueden ver en la Tabla 4.1:

Tabla 4.1: Relación Micromovimiento y Esfuerzo máximo con tamaño del elemento

| Tamaño elemento | Esfuerzo Maximo | Micromovimiento Cortical | Micromovimiento Trabecular |
|-----------------|-----------------|--------------------------|----------------------------|
| 0,003 | 4,68E+07 | 3,27E-07 | 1,69E-07 |
| 0,0015 | 9,52E+07 | 3,03E-07 | 5,00E-07 |
| 0,001 | 3,02E+07 | 7,92E-08 | 1,05E-07 |
| 0,00085 | 2,43E+07 | 8,36E-08 | 6,82E-08 |
| 0,00075 | 1,21E+07 | 2,18E-08 | 2,56E-08 |
| 0,00065 | 1,72E+07 | 2,78E-08 | 2,50E-08 |

4.4. Estudio de variables:

Se estudia la variación del valor máximo del parámetro “Sliding Distance” de cada uno de los modelos con variaciones con respecto al caso base, que corresponde al caso del implante sin hilo estudiado en el caso anterior.

En este modelo se genera una malla de 0,85 [mm], Las condiciones generales de materiales, ortotropía, cargas y soporte se consideran como se explica en el punto 4.2. A continuación se explican todas las variaciones realizadas.

4.4.1. CASO 1: Geometría de Implante

Se estudia como afecta la geometría del implante en el parámetro “Sliding Distance”. Se utilizan los implantes con hilos diseñados en el punto 3.1.3: hilo grueso e hilo fino.

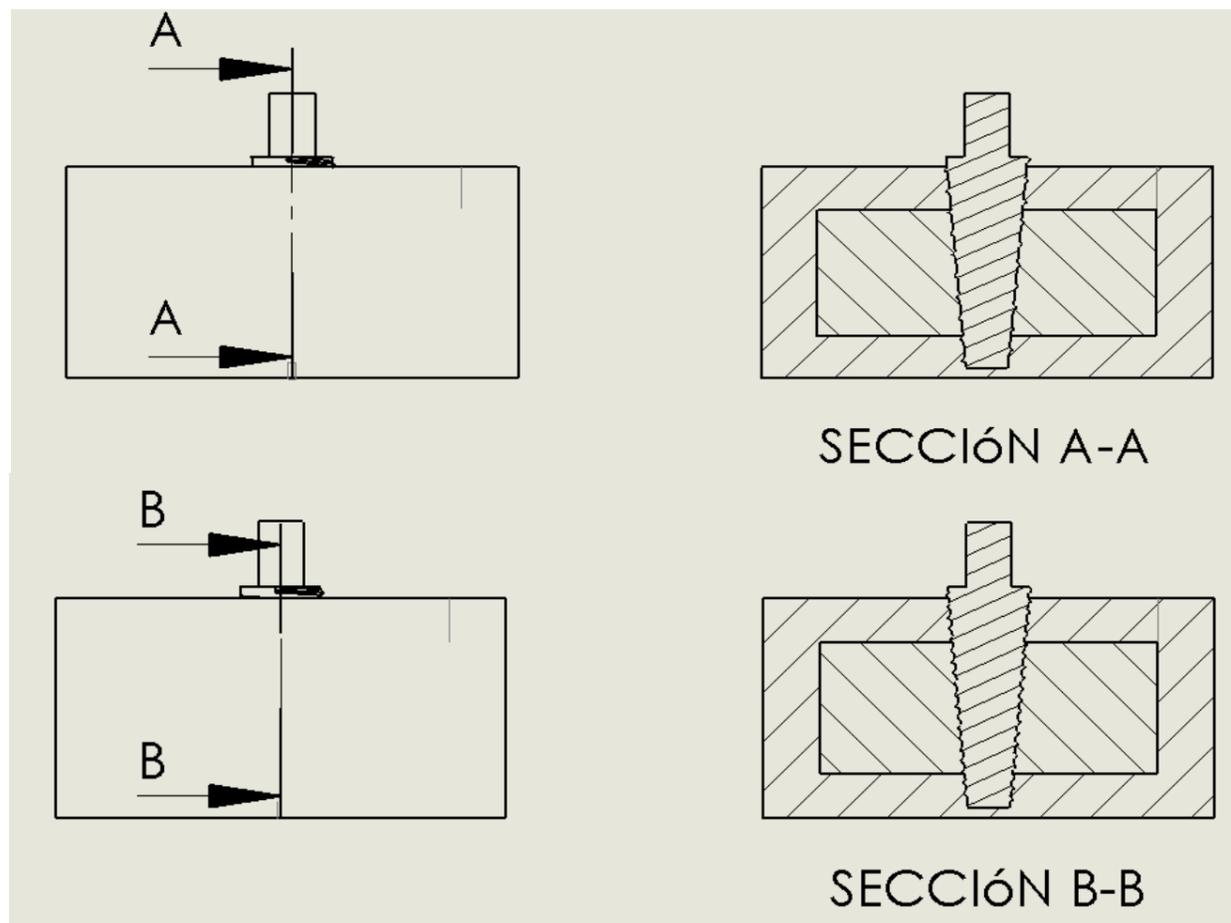


Figura 4.12: Variación de la geometría del Implante

4.4.2. CASO 2: El ángulo de posición de implante

Se varía el ángulo del eje del implante con respecto al eje z en el plano x-y. El valor de este ángulo en las consideraciones generales de este problema es de 0° . Se estudian los valores de ángulo de $8,37^\circ$ y $11,24^\circ$

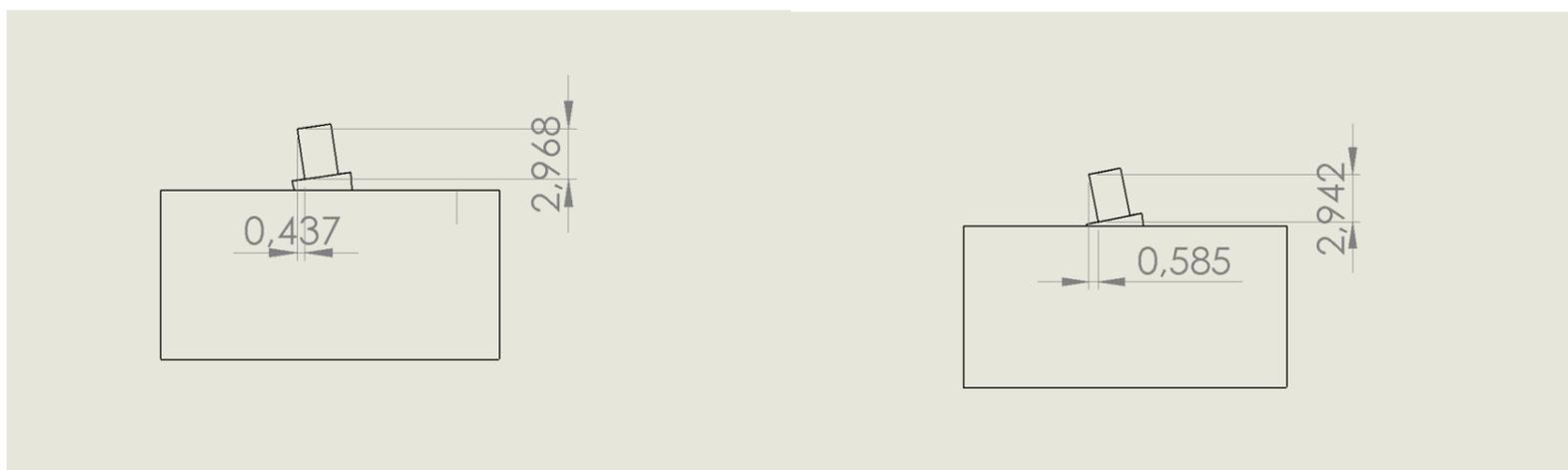


Figura 4.13: Variación del ángulo de posición del Implante

4.4.3. CASO 3: Profundidad del implante

Se modifica la relación entre las áreas de contacto entre implante/hueso cortical e implante/hueso trabecular variando la profundidad de inserción del implante. La profundidad se mide desde la base del implante hasta la superficie del ortodro mayor. El valor en el caso general es de 3,5 [mm]. Se estudian otras dos

profundidades (de 3,2 y 4 [mm]) del implante como se muestra a continuación. Se aprecia en la Sección B-B de la Figura 4.14 que para el caso en que el implante se encuentra menos profundo (distancia entre la base del implante y la superficie del ortoedro igual a 4) éste alcanza a atravesar el ortoedro interior.

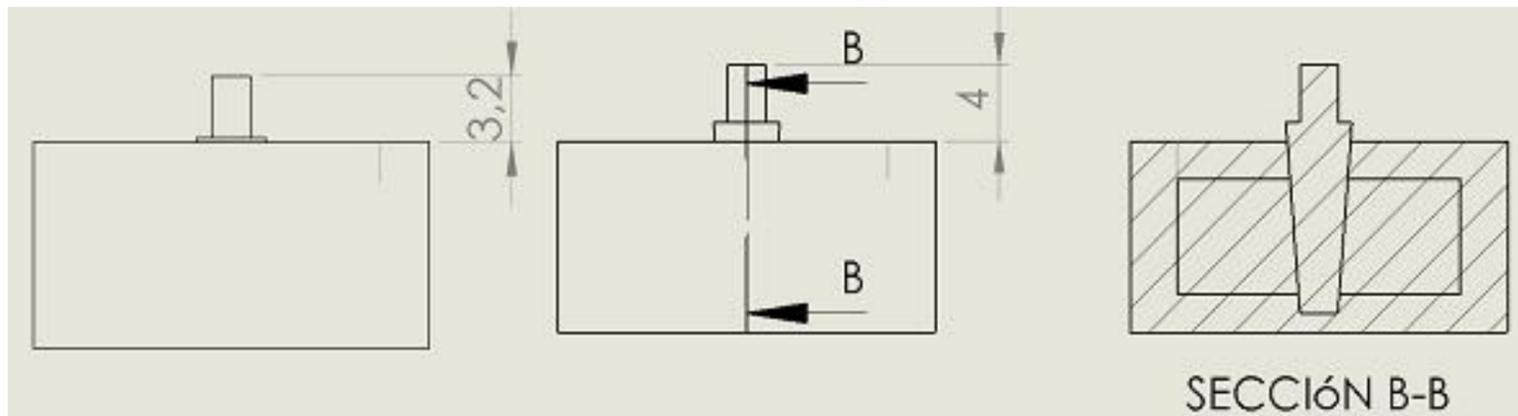


Figura 4.14: Variación de la profundidad de inserción del Implante

4.4.4. CASO 4: Ángulo de Carga

Se varía el ángulo de carga del implante, manteniendo la magnitud de la presión constante. Los ángulos seleccionados para la variación de la carga son 5° y 10°

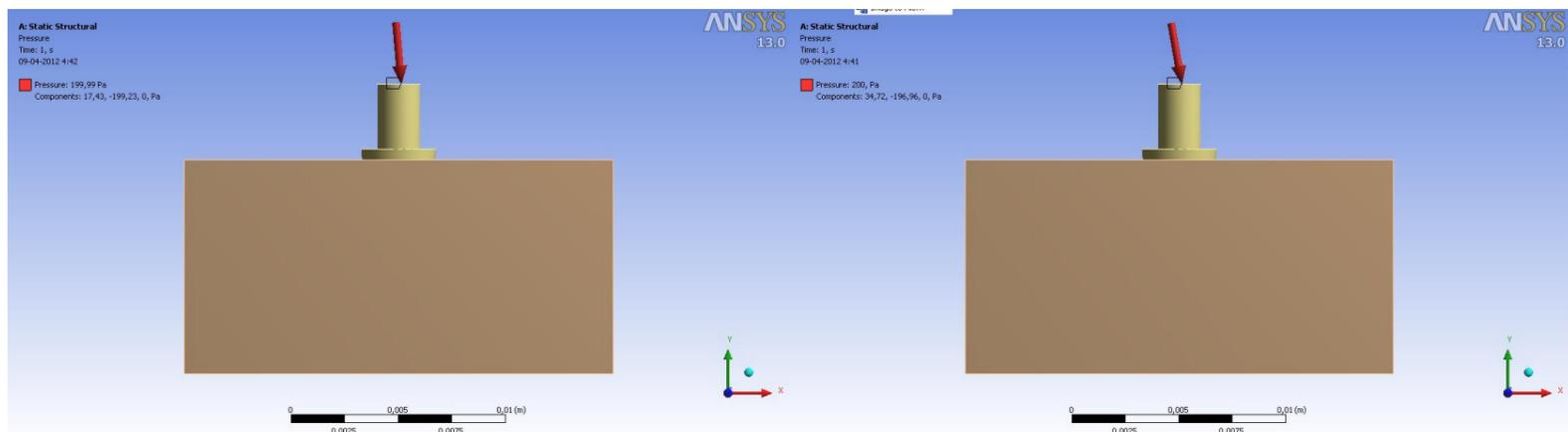


Figura 4.15: Variación del ángulo de presión

4.4.5. CASO 5: Magnitud de la carga

Se varía la magnitud de carga del implante, manteniendo el ángulo de esta constante. Las magnitudes seleccionadas para la variación de la carga son 500 y 1000 [Pa]. La Figura 4.16 muestra las cargas simuladas.

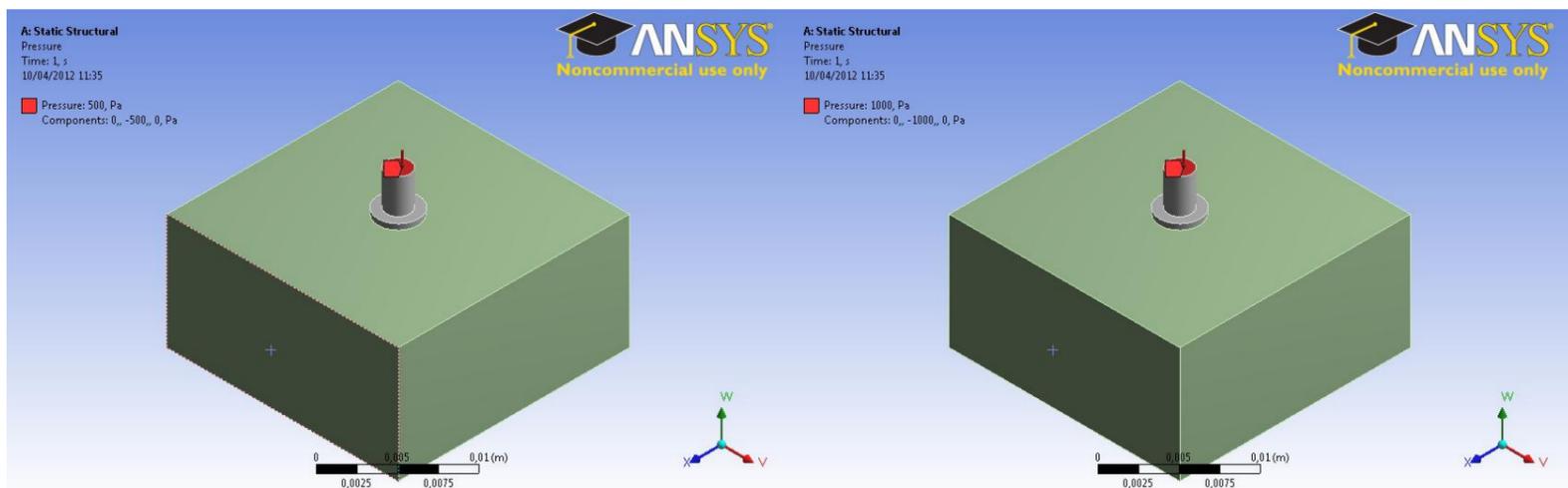


Figura 4.16: Variación de la Magnitud de Carga

4.4.6. CASO 6: Ortotropía del hueso

Se cambia las direcciones del sistema de referencia de cada elemento mediante la rotación y traslación de un sistema cilíndrico. El ángulo en que se varía el eje z del sistema de coordenadas es de 20° con respecto al eje z del sistema global. El origen se traslada (offset) 0 y 0,02 [m] para las variaciones 1 y 2 respectivamente. Los sistemas variados y la orientación de los elementos se muestran en la Figura 4.17.

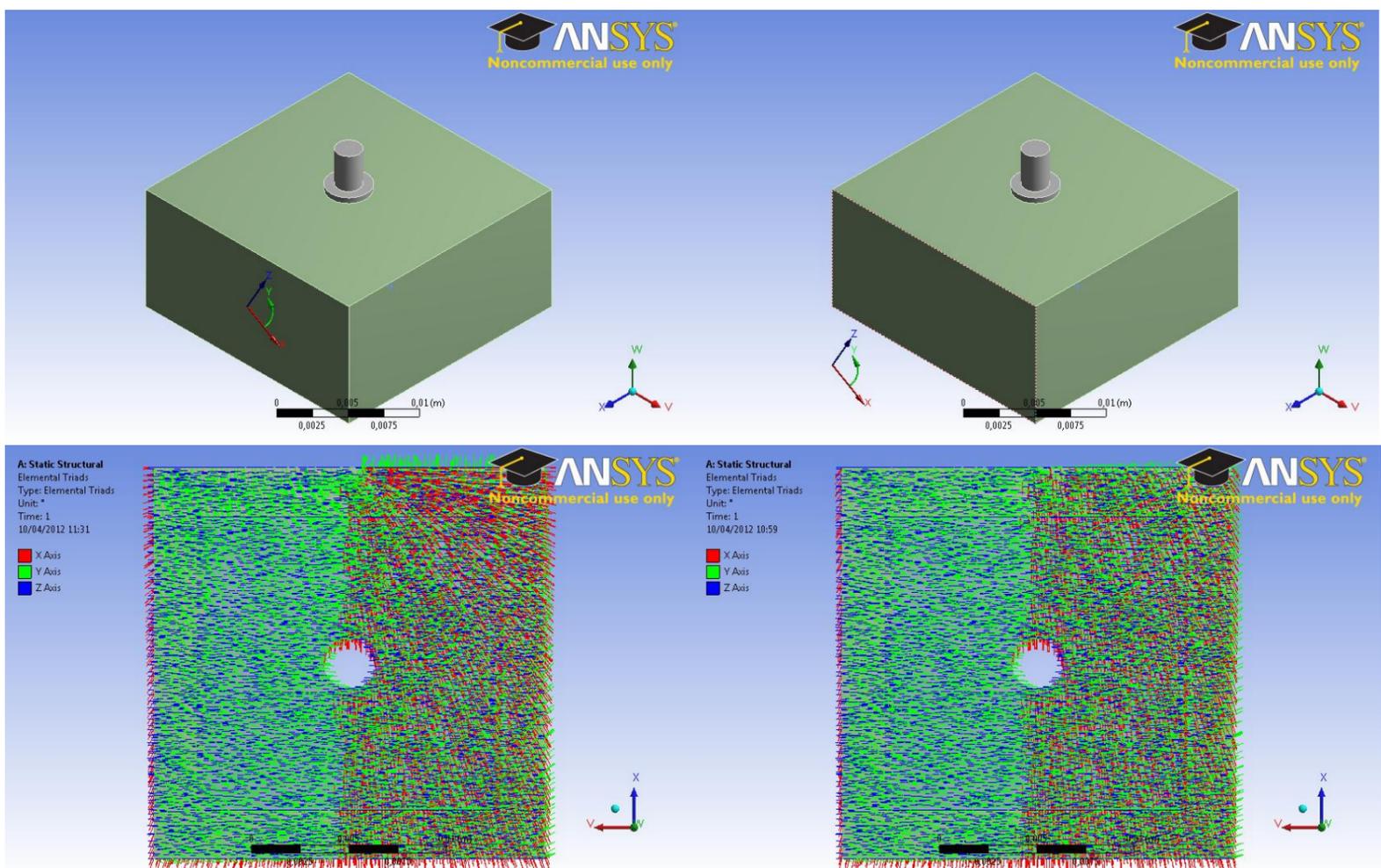


Figura 4.17: Variación de los ejes principales de elementos

4.4.7. CASO 7: Coeficiente de Fricción

El valor de los coeficientes de fricción entre hueso trabecular/implante o hueso cortical/implante se modifican. En la bibliografía consultada ^{iv,vi,vii,viii, x} se han encontrado valores en el rango de 0,3 a 0,77. Para este estudio se consideran los casos en que $\mu = 0,4$ y $0,6$. Se considera que el coeficiente de fricción entre hueso trabecular/implante y hueso cortical/implante es el mismo. Las superficies a las cuales se les cambia el coeficiente de roce son las mostradas en la Figura 4.3.

4.4.8. CASO 8: Restricción el movimiento

Se varían las restricciones al movimiento que tiene el ensamblaje. Al adaptar el método de elementos finitos a simulaciones biomecánicas se pueden encontrar dificultades para asignar “constraints” o restricciones al movimiento adecuadas. Se estudian 2 tipos de restricciones al movimiento distintas a la del caso base. En primer lugar se asigna una restricción de desplazamiento en el eje y en la base del ortoedro exterior, luego se asigna una restricción completa de desplazamientos en las cuatro caras iguales del ortoedro exterior.

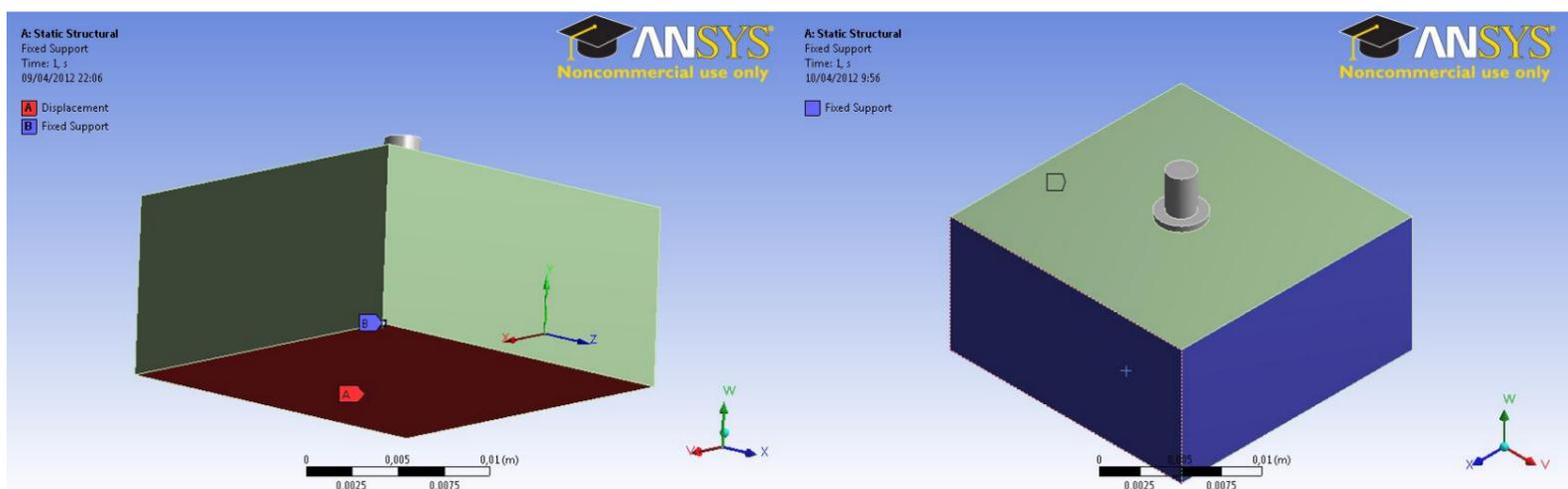


Figura 4.18: Variación de las restricciones al movimiento

4.4.9. Resultados:

Se presentan desde la Figura 4.19 a la Figura 4.26 las imágenes de “Sliding Distance” de los casos estudiados. Las imágenes se representan como bandas coloreadas con los resultados promediados de los valores nodales del parámetro representado.

- CASO 1:

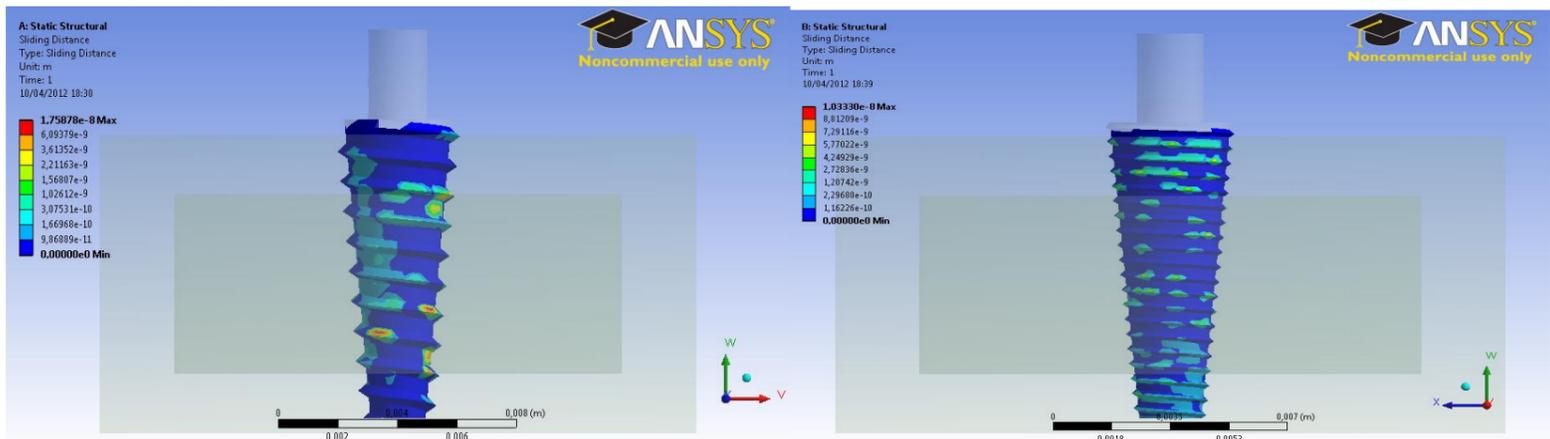


Figura 4.19: Micromovimiento hilo Grueso (izq), Micromovimiento hilo Fino (der)

- CASO 2:

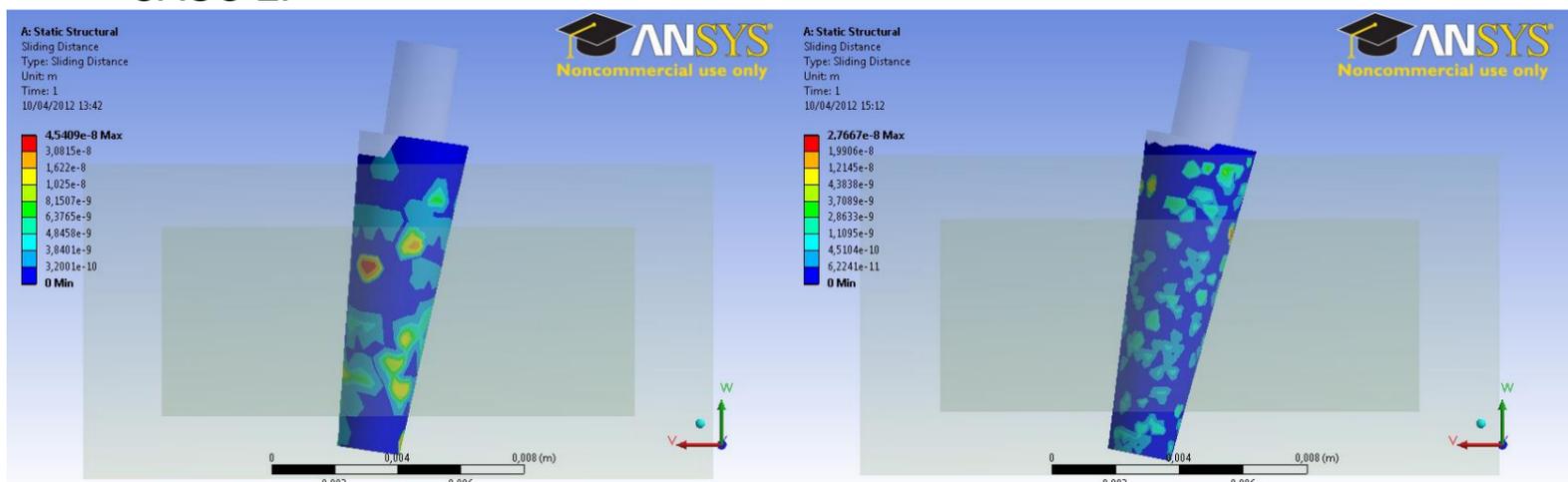


Figura 4.20: Micromovimiento ángulo implante 11,24° (izq), Micromovimiento ángulo 38,7° (der)

- CASO 3:

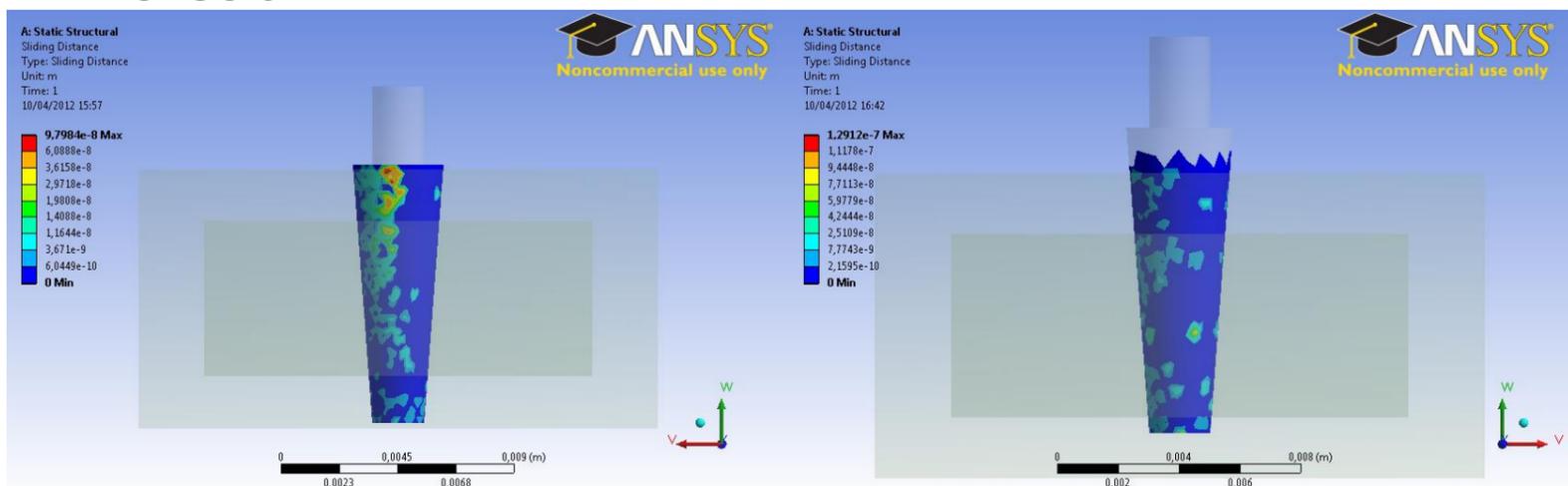


Figura 4.21: Micromovimiento profundidad 4 (izq), Micromovimiento profundidad 3,2 (der)

- CASO 4:

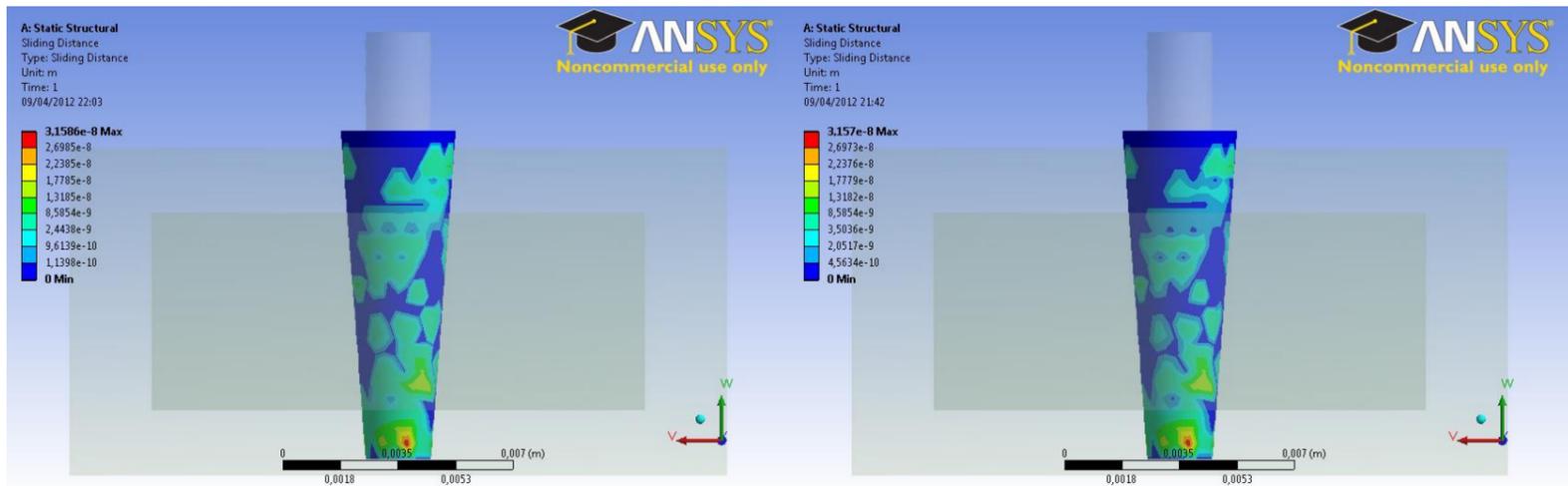


Figura 4.22: Micromovimiento ángulo carga 5° (izq), Micromovimiento ángulo carga 10° (der)

- CASO 5:

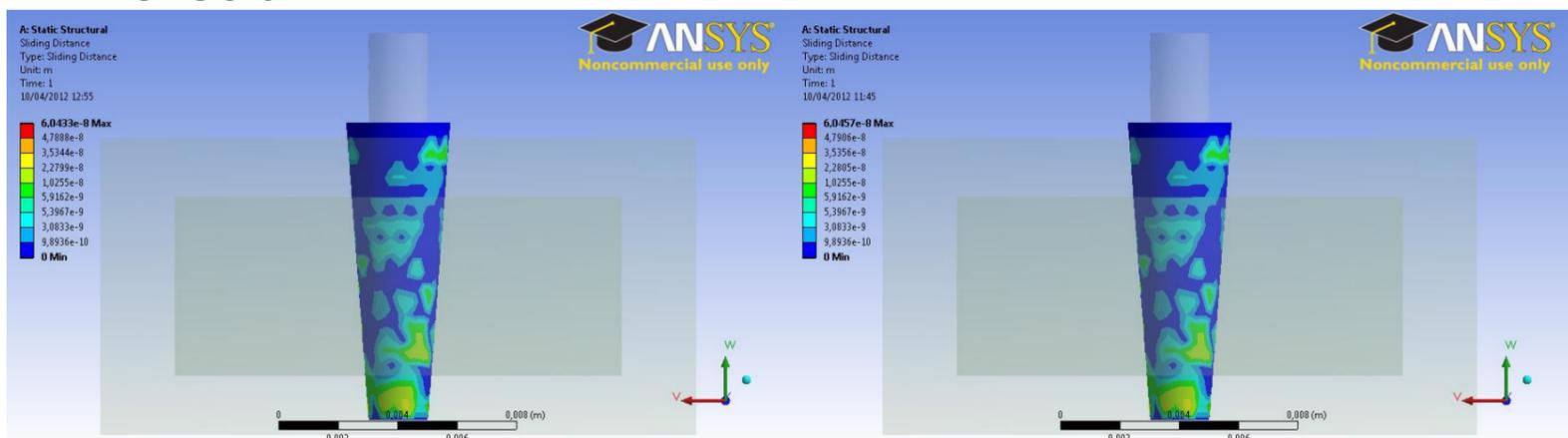


Figura 4.23: Micromovimiento carga 500 (izq), Micromovimiento carga 1000 (der)

- CASO 6:

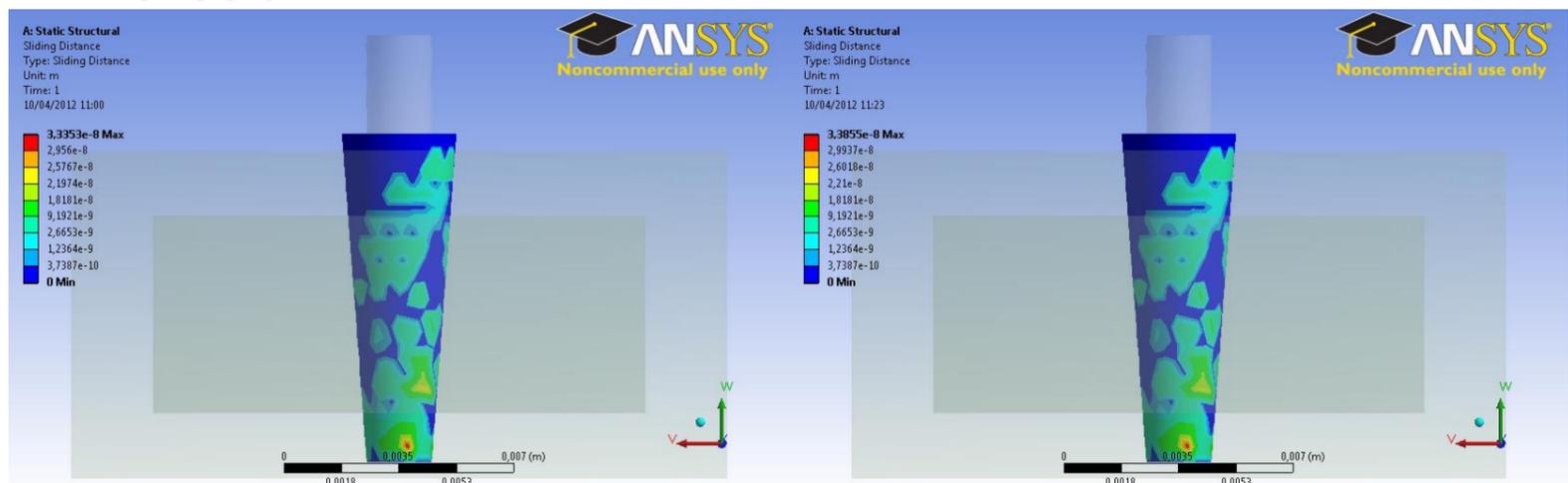


Figura 4.24: Micromovimiento ortotropía 1 (izq), Micromovimiento ortotropía 2 (der)

- CASO 7:

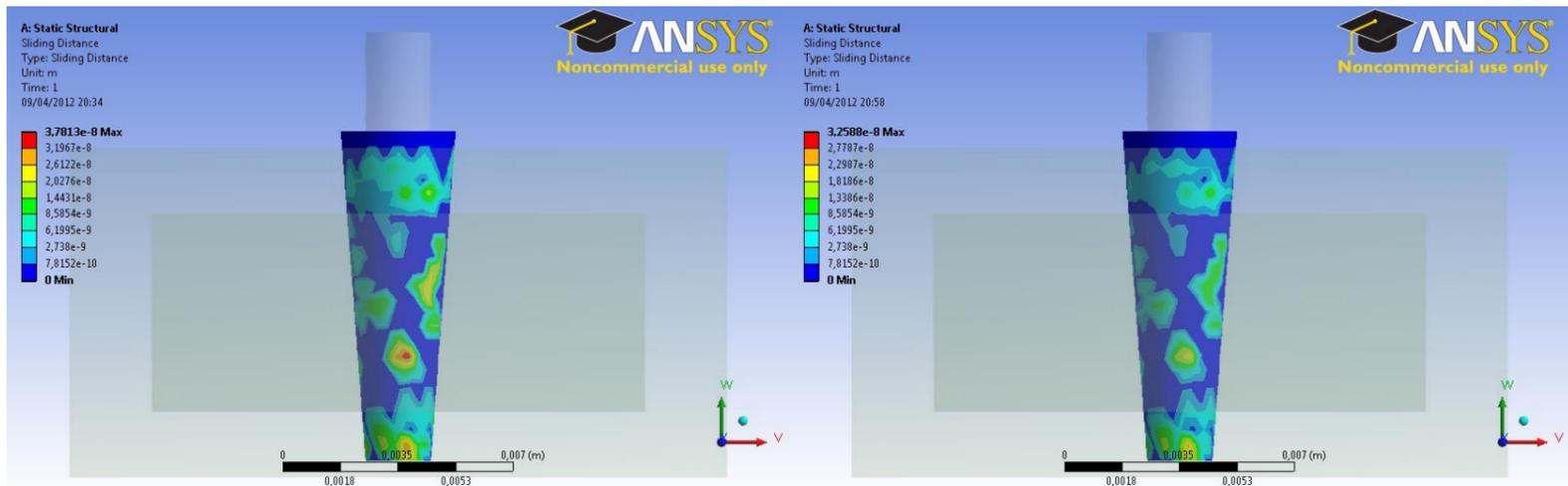


Figura 4.25: Micromovimiento fricción 0,4 (izq), Micromovimiento fricción 0,6 (der)

- CASO 8:

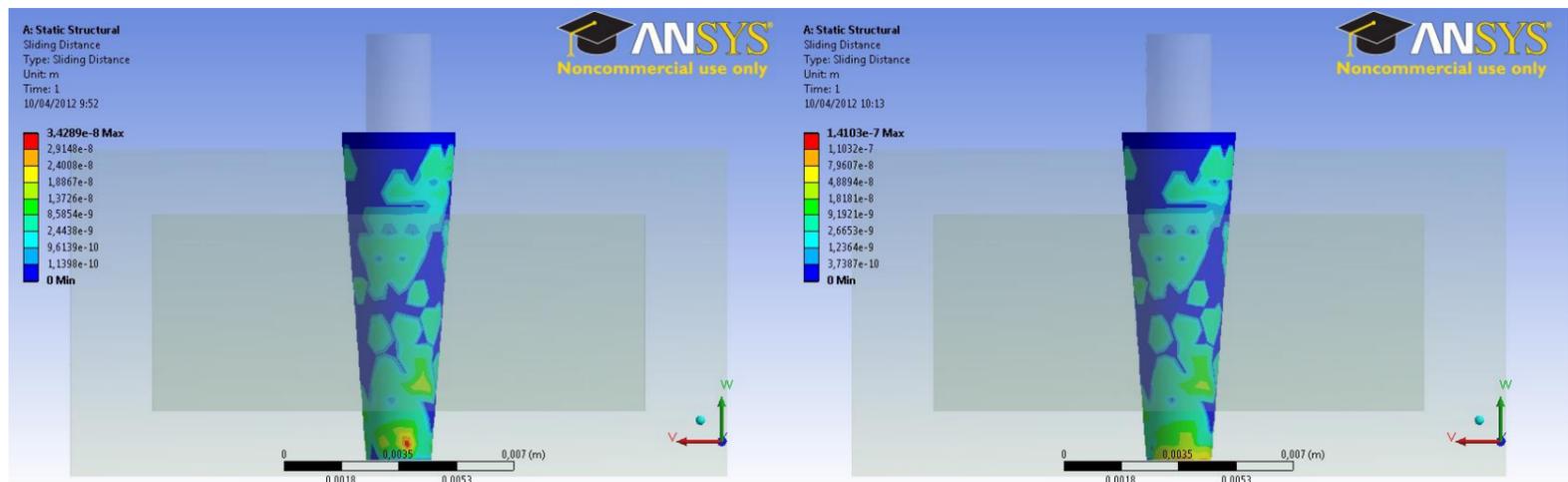


Figura 4.26: Micromovimiento constraint 1 (izq), Micromovimiento constraint 2 (der)

- RESUMEN:

Los valores de los máximos pueden ser vistos en la Tabla 4.2:

Tabla 4.2: Relación Micromovimiento con Variación

| Caso | Variación | Característica | Micromovimiento |
|------|---------------------------|---------------------|-----------------|
| 1 | Hilo | Grueso | 1,79E-02 |
| | | Fino | 1,03E-02 |
| 2 | Ángulo implante | 11,24° | 4,54E-02 |
| | | 38,7° | 2,77E-02 |
| 3 | Profundidad | 3,2 | 9,80E-02 |
| | | 4 | 1,29E-01 |
| 4 | Ángulo carga | 5° | 3,16E-02 |
| | | 10° | 3,16E-02 |
| 5 | Magnitud carga | 300 | 6,04E-02 |
| | | 500 | 6,05E-02 |
| 6 | Ortotropía | rot 20° offset 0 | 3,34E-02 |
| | | rot 20° offset 0,02 | 3,39E-02 |
| 7 | Coeficiente de fricción | 0,4 | 3,78E-02 |
| | | 0,6 | 3,26E-02 |
| 8 | Restricción al movimiento | soporte 1 | 3,43E-02 |
| | | soporte 2 | 1,41E-01 |

5. Resultados del modelo:

En este capítulo se muestran los resultados obtenidos de los modelos generados señalados en los capítulos anteriores. Los modelos simulados generan una serie de resultados, de los cuales se muestran los que son relevantes para representar el fenómeno mecánico a estudiar. Los resultados presentados son el parámetro "Sliding Distance" y el esfuerzo de Von Mises. Luego se presentan los resultados del modelo con condiciones simétricas nombrado en el punto 3.1.8. Finalmente se muestran resultados de la herramienta de contacto del modelo. Para el caso de los esfuerzos se muestra un corte de la estructura que permiten visualizar mejor la distribución de esfuerzos internos que existe en ella. Se elige una sección de control el corte A-A que se muestra en la Figura 5.1.

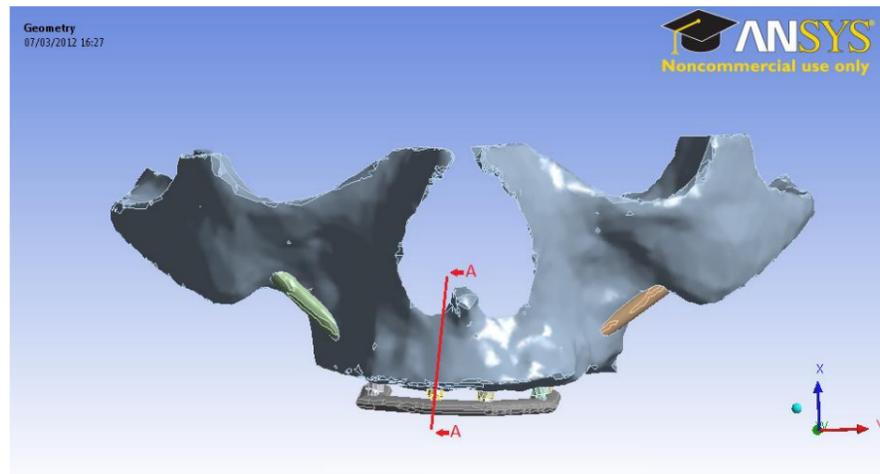


Figura 5.1: Plano de corte de control de los resultados

Los resultados principales (de esfuerzo y distancia de deslizamiento) se muestran en forma de gráficas de bandas, con valores nodales promediados. Los valores que aparecen en las tablas de referencia de las figuras incluyen 4 decimales. Las unidades utilizadas para mostrar los resultados son: presiones en unidades de megapascuales [MPa], distancia de deslizamiento o “sliding distance” en micrómetros [μm] (este último parámetro será el valor identificado con el micromovimiento).

Los modelos se nombran bajo la misma nomenclatura utilizada a lo largo de todo el informe, es decir, modelo con hilo o sin hilo dependiendo del tipo de implante estándar utilizado. Para nombrar la geometría de la supraestructura se utiliza la denominación: (diámetro eje x) x (diámetro eje y), material, donde el diámetro se expresa con su valor numérico sin paréntesis. Finalmente se nombra el material de construcción de la supraestructura donde Ti corresponde a la aleación de Titanio y Co-Cr corresponde a la aleación de cobalto-cromo.

5.1. Calidad del elemento

La calidad de la malla depende del tamaño de elemento seleccionado. Para el tamaño de elemento seleccionado se obtuvo para todos los modelos una distribución parecida a la que se muestra de la Figura 5.2 a la Figura 5.5. La distribución de los elementos faltantes del implante (supraestructura, otros implantes estándar e implantes cigomáticos) siguen una distribución muy parecida a la distribución de calidad del implante.

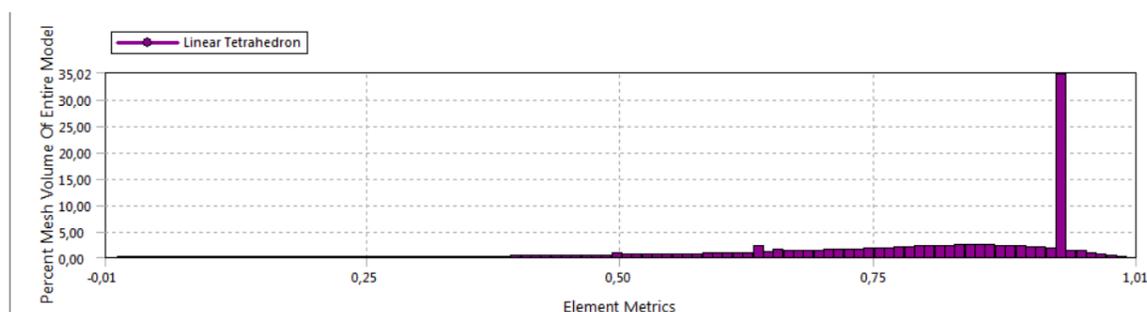


Figura 5.2: Distribución de calidad del elemento hueso cortical

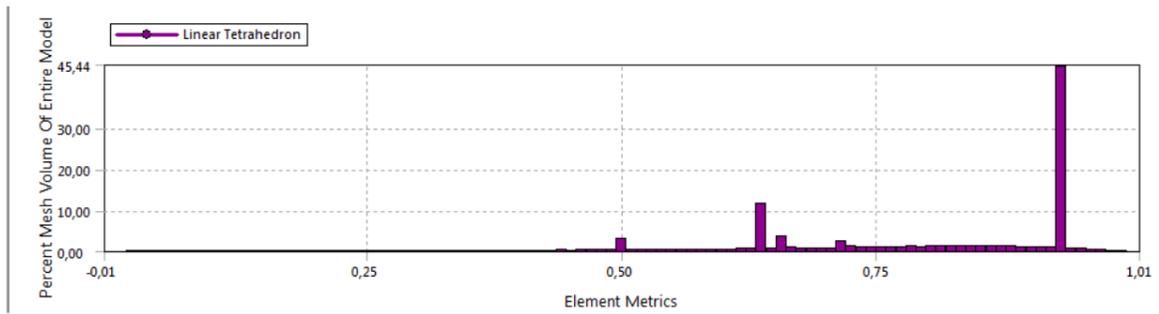


Figura 5.3: Distribución de calidad del elemento hueso trabecular maxilar

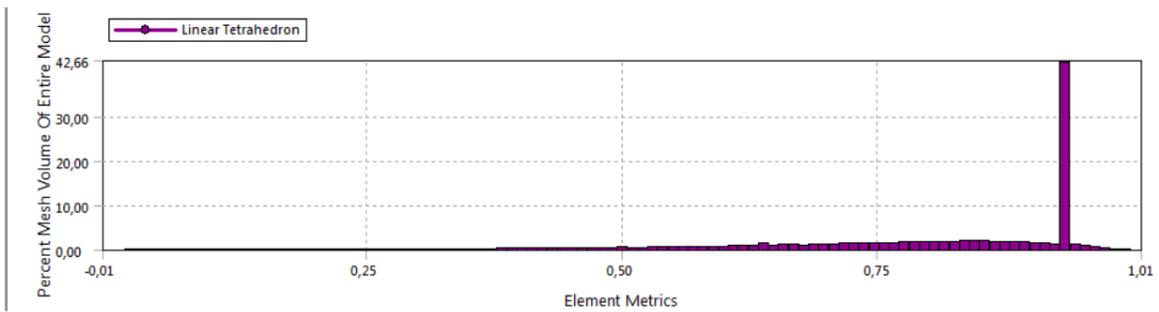


Figura 5.4: Distribución de calidad del elemento hueso trabecular cigomático

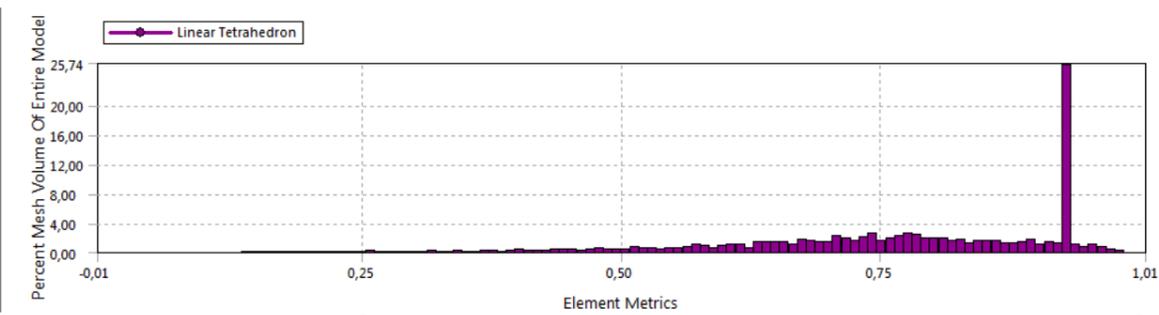


Figura 5.5: Distribución de calidad del elemento implante estándar

5.2. Prueba de simetría:

Se presentan en paralelo los gráficos de bandas de esfuerzo de von Mises de todo el modelo. En la Figura 5.6 a la izquierda se muestra el modelo cargado como se indica en la Figura 3.31. A la derecha se muestra la distribución general de esfuerzos del modelo cargado como se indica en la Figura 3.30.

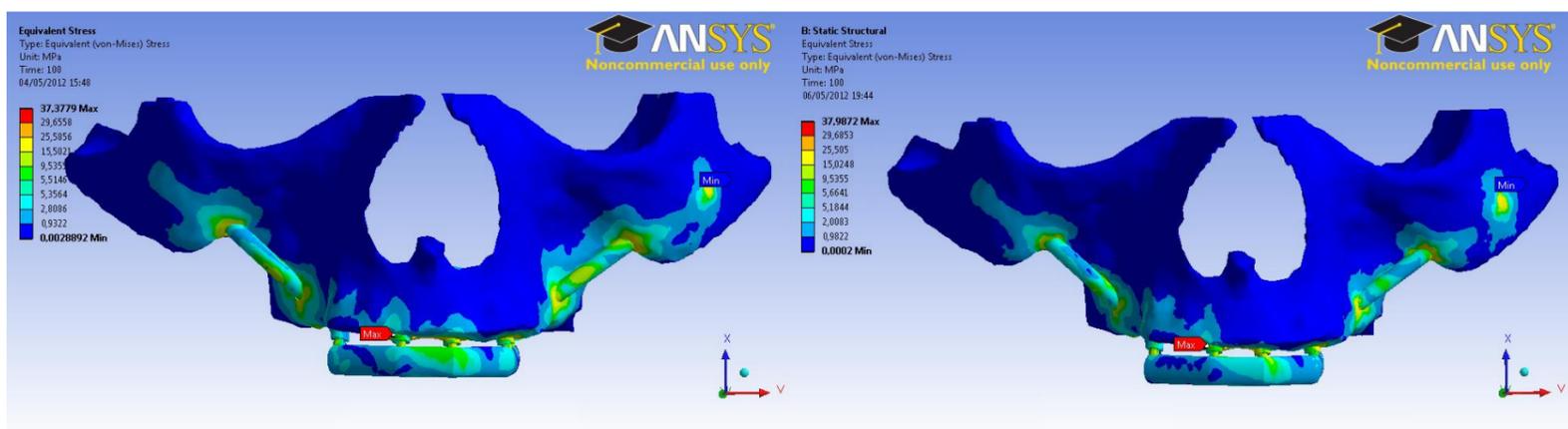


Figura 5.6: Distribución de Esfuerzos de Von Misses

5.3. Micromovimientos

Antes de mostrar los resultados de micromovimiento se muestra la evolución del micromovimiento a través de las iteraciones. En la Figura 5.7, se observa un fenómeno en el cual el micromovimiento “salta” cada cierto tiempo en las iteraciones. Probablemente esto se debe al método que tiene ANSYS para resolver los problemas de contacto no lineal. Hay que notar la diferencia en los órdenes de magnitud que muestran ambos gráficos, correspondientes a distintos contactos de un mismo problema.

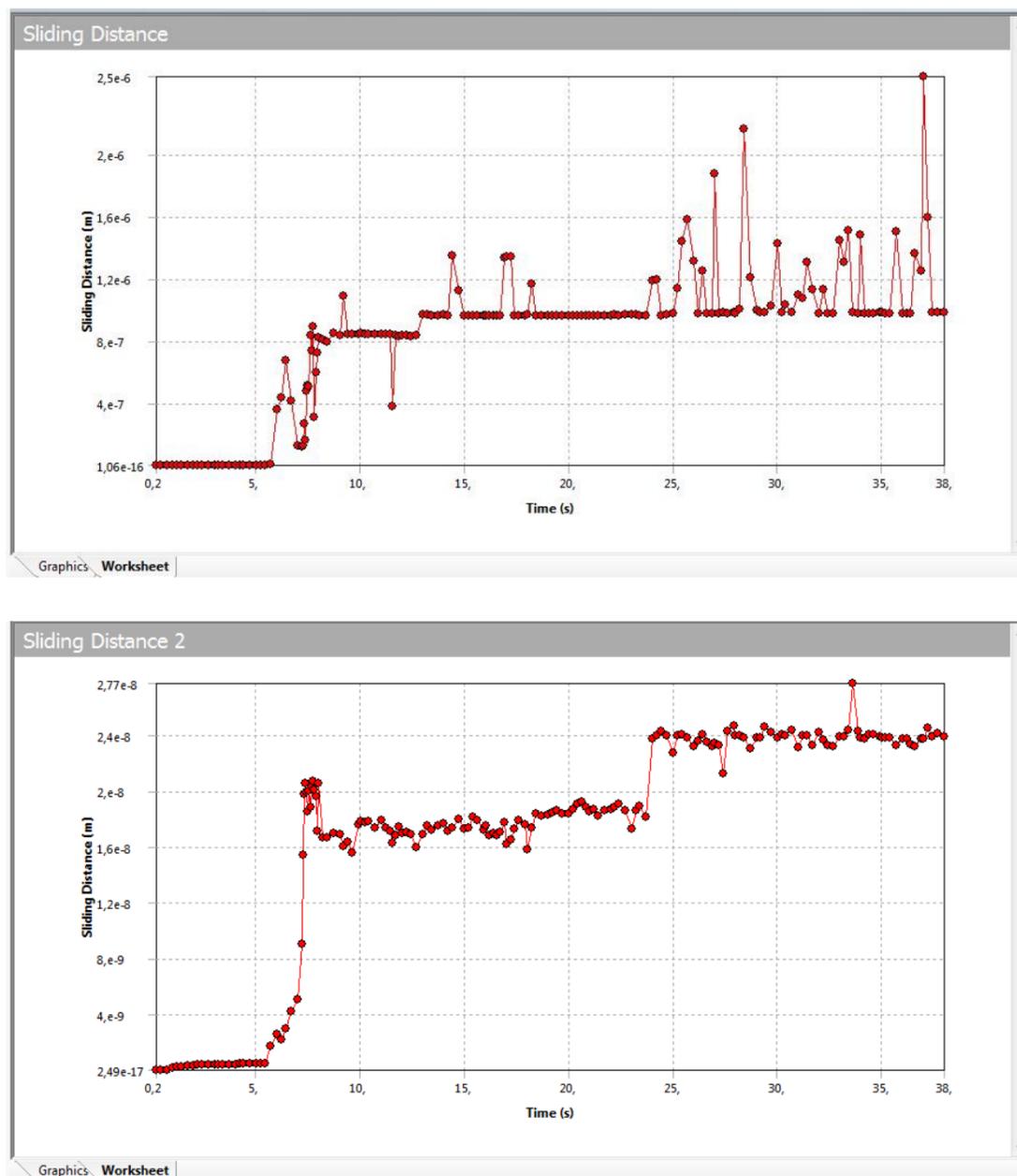


Figura 5.7: Evolución del Micromovimiento en steps

Debido a la forma en que el programa obtiene los resultados, es posible que se obtengan distintos valores de acuerdo a la cantidad de steps o pasos que el programa calcula en un mismo problema.

Se muestran los resultados del micromovimiento que se obtienen tras la simulación del modelo. Cada modelo genera micromovimiento entre cada implante/ hueso cortical e implante/ hueso trabecular. Se puede hacer la distinción entre los tipos de implantes, es decir, se puede mostrar el micromovimiento de los implantes estándar

sin hilo, implantes estándar con hilo e implantes cigomáticos. Debido a la gran cantidad de resultados en esta sección se muestran solo algunas imágenes. Las imágenes muestran la distribución de micromovimiento en cada modelo. Para una mejor visualización de la distribución de micromovimiento se muestra por separado el micromovimiento implante/ hueso trabecular e implante/ hueso cortical. En el ANEXO D se pueden ver la totalidad de los modelos generados.

En primer lugar se muestran las imágenes de micromovimiento de una supraestructura de Cobalto-cromo, de sección 3x6 y con implantes estándar con hilo. En la Figura 5.8 se muestra el micromovimiento de los implantes con el hueso cortical, mientras que en la Figura 5.9 se ve el micromovimiento de los implantes con el hueso trabecular. Se observa claramente que en los implantes estándar, la consideración del hilo genera zonas con mayores valores de micromovimientos, pero también hay que notar que la zona azul asociada a zonas donde no hay micromovimiento también es mayor en los implantes con hilo. Las mismas figuras enseñan que en este caso el micromovimiento tiende a ser mayor en la zona de hueso trabecular.

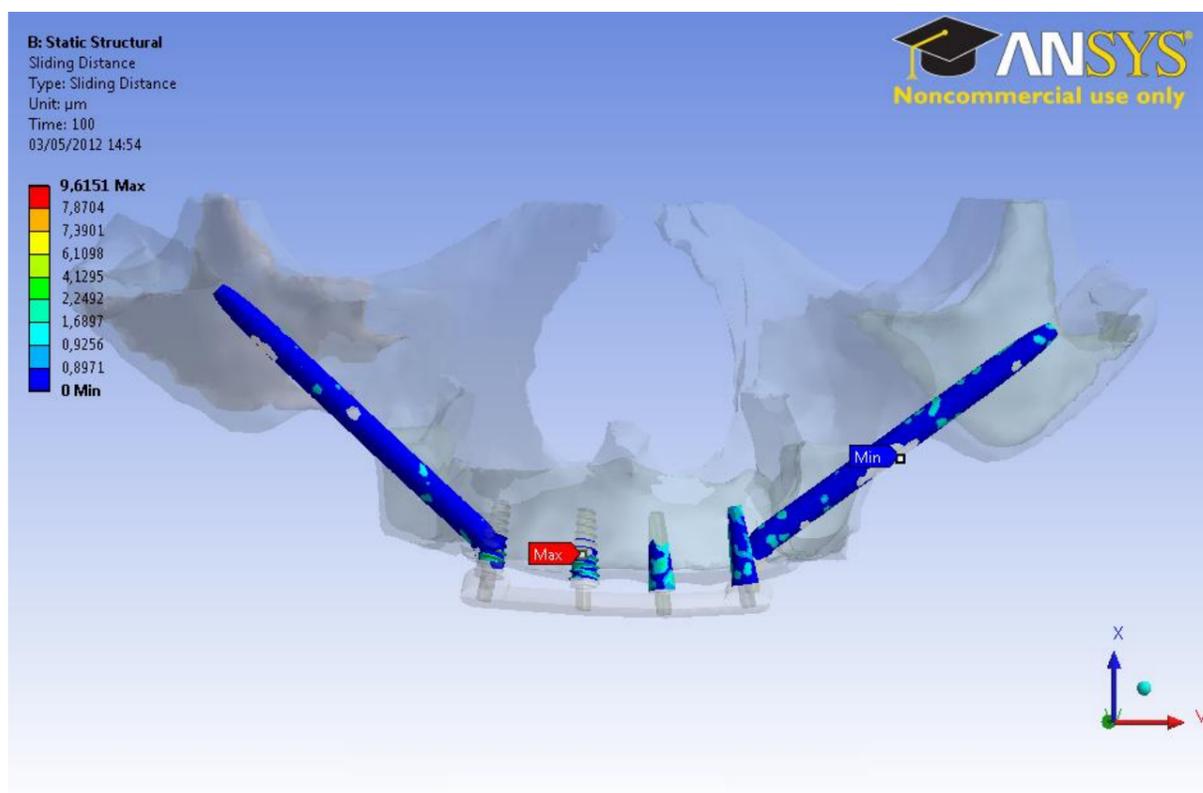


Figura 5.8: Micromovimiento implante/ hueso cortical, modelo con hilo, 3x6, Co

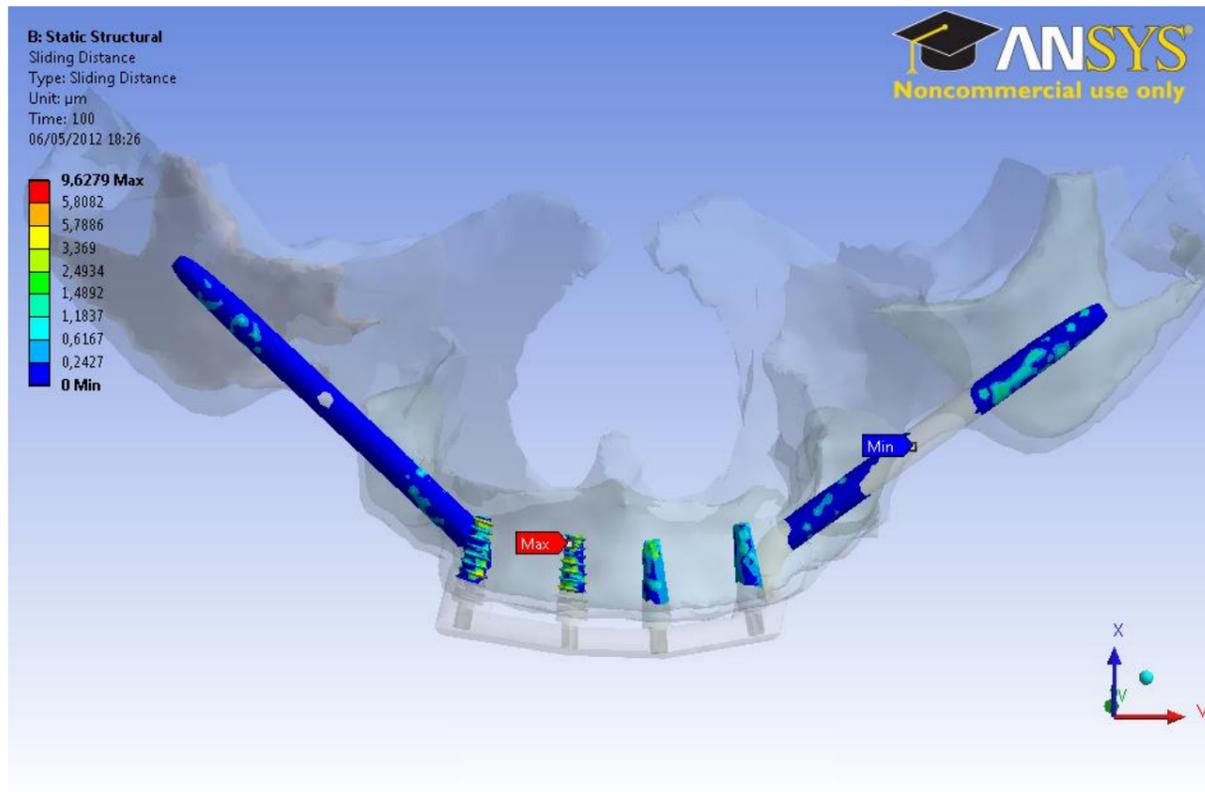


Figura 5.9 Micromovimiento implante/ hueso trabecular, modelo con hilo, 3x6, Co

En la Figura 5.10 y Figura 5.11 se muestran las imágenes del micromovimiento entre implante y hueso cortical de los modelos con supraestructuras de sección 3x6. El material de construcción del primer modelo es de aleación de titanio, y el del segundo modelo es de cobalto-cromo. Se puede ver que la distribución de micromovimiento es muy parecida en ambos casos pero el valor máximo de micromovimiento se alcanza en el modelo de titanio. Notar como cambia el implante donde ocurre el valor máximo de micromovimiento. Para la aleación de titanio el implante que tiene un mayor micromovimiento es el primer implante estándar del lado izquierdo, mientras que para el caso de aleación de cobalto-cromo el mayor micromovimiento se alcanza en el implante cigomático del lado izquierdo.

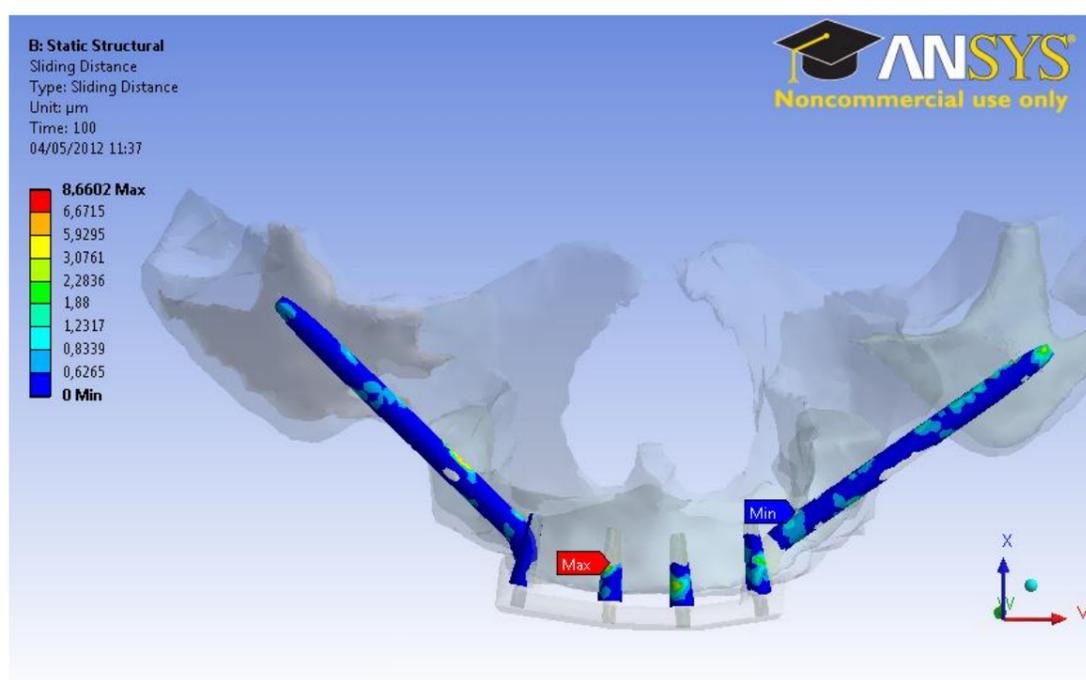


Figura 5.10 Micromovimiento implante/ hueso cortical, modelo son hilo, 3x6, Ti

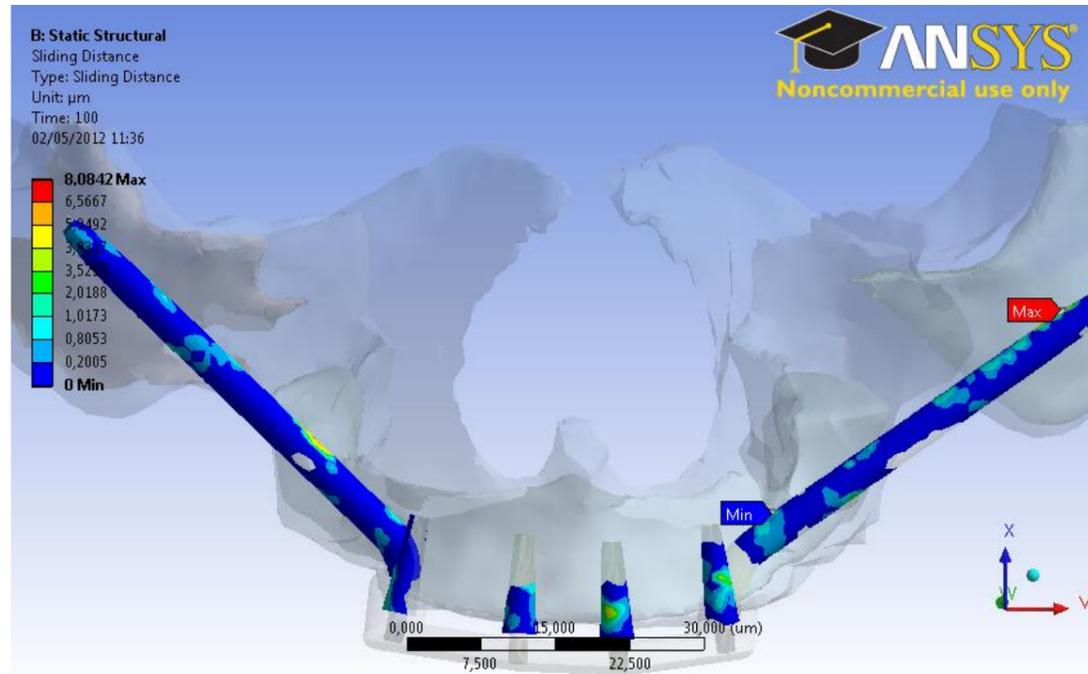


Figura 5.11: Micromovimiento implante/ hueso cortical, modelo sin hilo, 3x6, Co

En la Figura 5.12 y Figura 5.13 se muestra el micromovimiento de implantes con hilo. El modelo que se muestra corresponde a una supraestructura de sección 6x3 de material Cobalto-cromo. Comparando la Figura 5.12 y Figura 5.13 con la Figura 5.8 y Figura 5.9, donde el material de construcción es el mismo, se observa que la supraestructura de sección 6x3 muestra valores máximos más altos que la supraestructura de 3x6. Hay que notar también que la distribución de micromovimiento a lo largo de los implantes es similar en ambos casos.

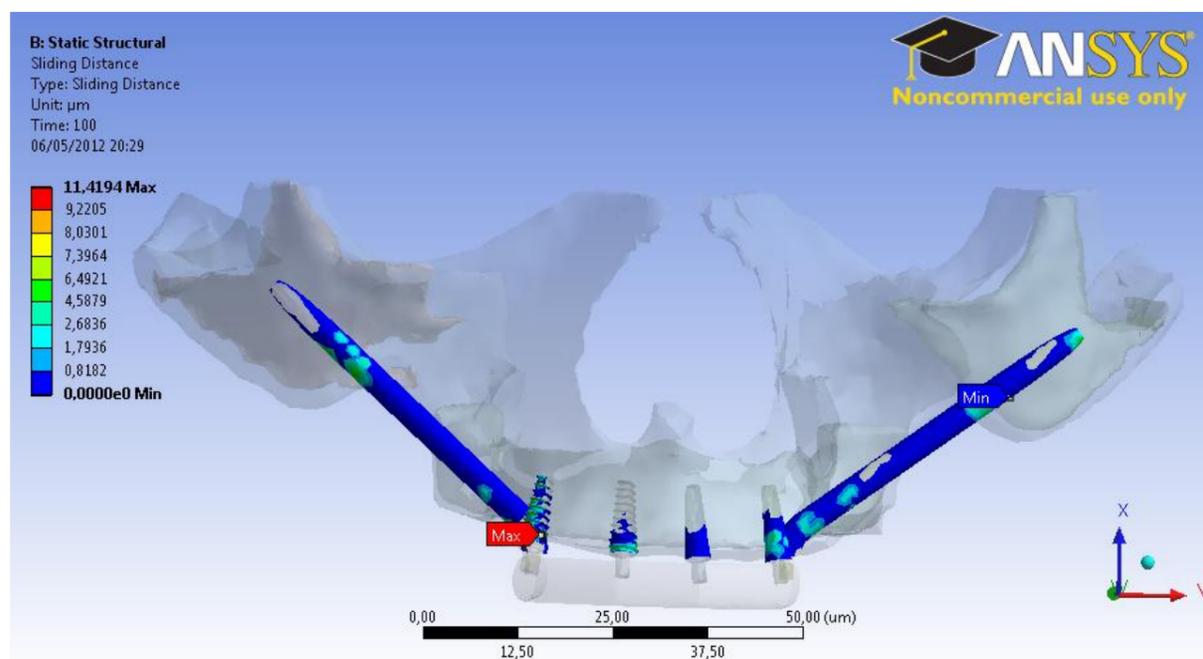


Figura 5.12: Micromovimiento implante/ hueso cortical. Modelo con hilo, 6x3, Co

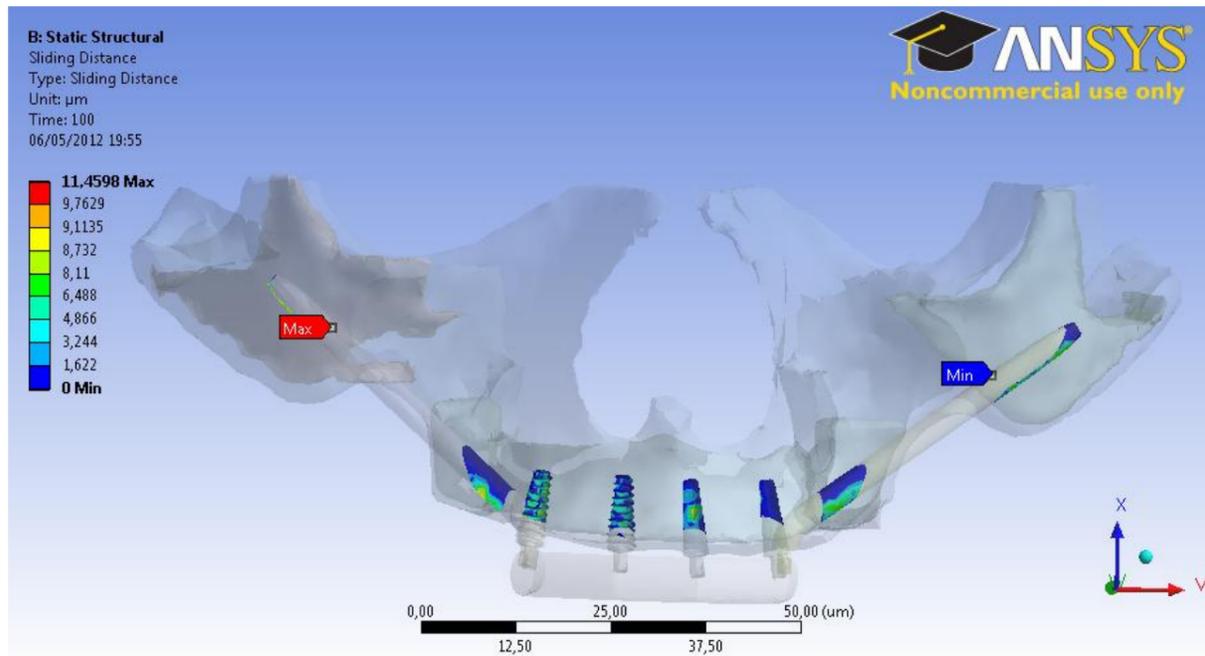


Figura 5.13: Micromovimiento implante/ hueso trabecular, modelo con hilo, 6x3, Co

Finalmente en la Figura 5.14 se muestra la imagen del micromovimiento de un implante con hilo con el hueso cortical. El modelo considera una supraestructura de 6x3 de Ti. Comparando este modelo con la Figura 5.8 y la Figura 5.10 se observa que para cada modelo las zonas de contacto son completamente distintas. Esto porque cada malla generada es asociada a un modelo geométrico que se genera en ANSYS Workbench, como cada malla es distinta entonces cada modelo geométrico es distinto. Como se dijo en el punto 3.2.2, ANSYS utiliza estos modelos como referencia para definir zonas de contacto, zonas de carga, zonas de restricción. Es por esta razón que dos modelos con mallas distintas generan distintas zonas de contacto. Mallas iguales, que ocurre únicamente cuando se le cambia el material a la supraestructura, generan zonas de contacto iguales.

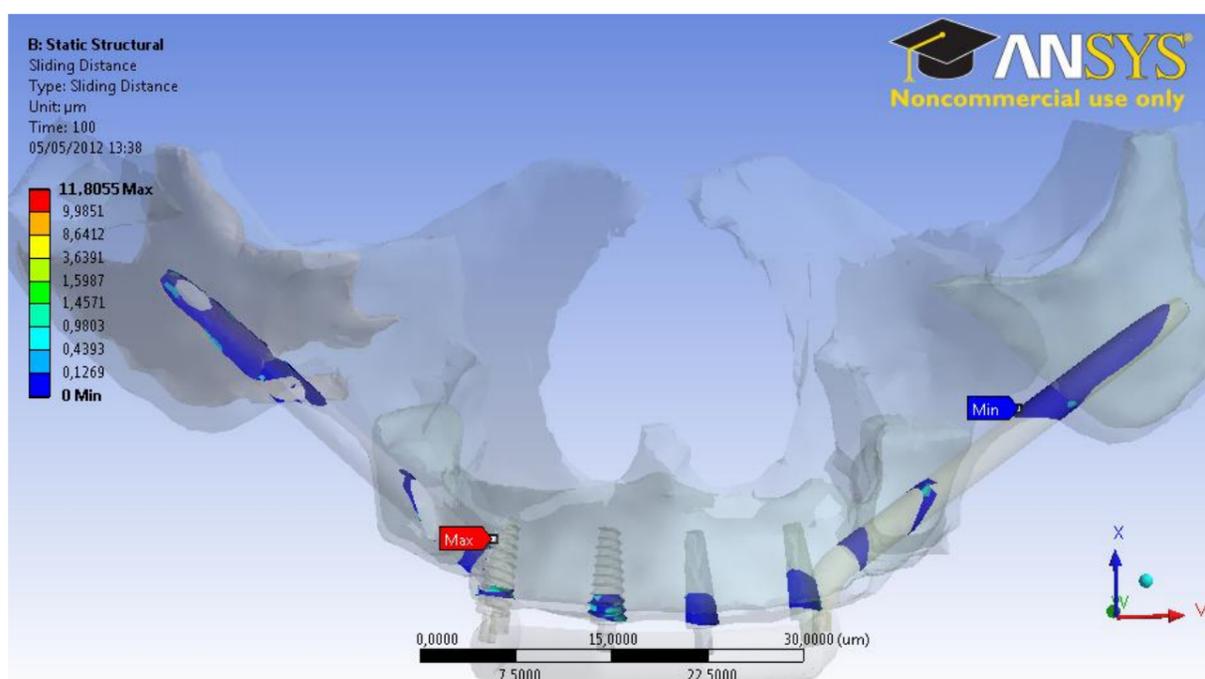


Figura 5.14: Micromovimiento implante/ hueso cortical, modelo con hilo, 6x3, Ti

Finalmente la Tabla 5.1 muestra un resumen de los máximos micromovimientos en cada modelo. La tabla enseña los valores de los micromovimientos considerando o no hilo en implantes, además se encuentran separados por sección de la supraestructura, material de fabricación y muestra la diferencia entre micromovimiento implante/hueso cortical.

Tabla 5.1: Valores máximos de Micromovimiento según modelo de implante:

| Modelo | Micromovimiento [μm] | |
|-------------------|-----------------------------------|------------|
| | Cortical | Trabecular |
| sin hilo, 3x6, Ti | 8,6602 | 8,4074 |
| sin hilo, 3x6, Co | 8,0842 | 7,9459 |
| sin hilo, 6x3, Ti | 8,0137 | 8,4265 |
| sin hilo, 6x3, Co | 8,3368 | 8,2317 |
| con hilo, 3x6, Ti | 12,0187 | 11,852 |
| con hilo, 3x6, Co | 9,6151 | 9,6279 |
| con hilo, 6x3, Ti | 11,8055 | 11,973 |
| con hilo, 6x3, Co | 11,4194 | 11,4598 |

5.4. Esfuerzos:

A continuación se presentan los resultados de los esfuerzos calculados con el método de von Mises. La distribución de esfuerzos varía ligeramente según el modelo de implante simulado y el material de la supraestructura seleccionado. Para apreciar mejor la variación de esfuerzos entre los modelos se muestra el corte que se indica en la Figura 5.1. En general se ve que ocurren dos situaciones en la distribución de esfuerzos en el corte mostrado.

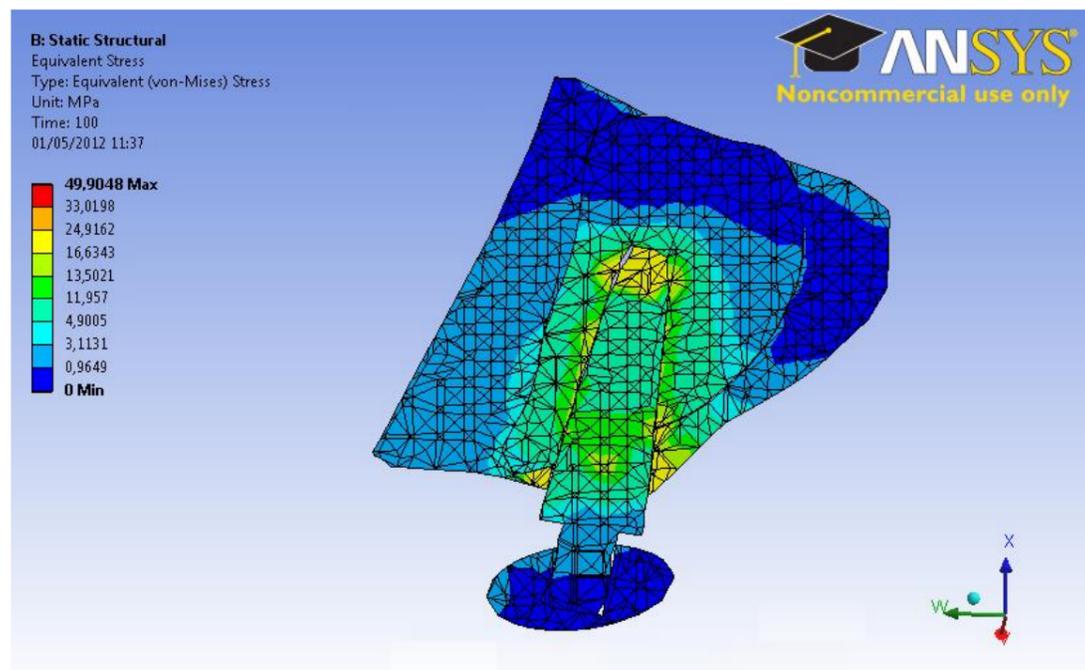


Figura 5.15: Distribución de esfuerzos de von Mises, modelo sin hilo, 3x6, Ti

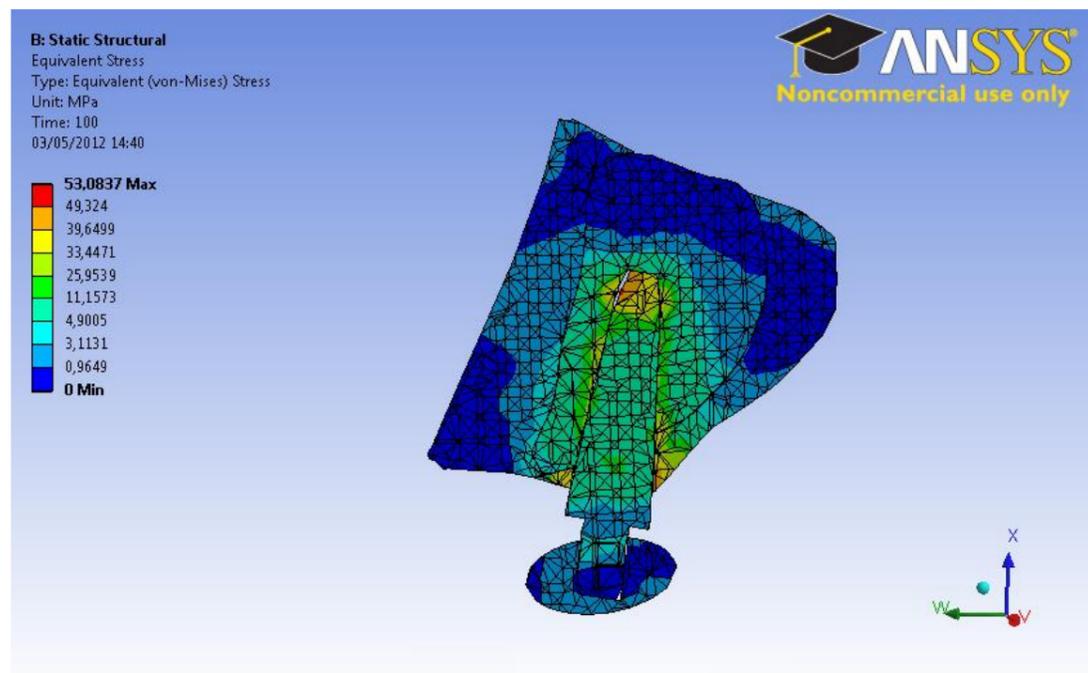


Figura 5.16: Distribución de esfuerzos de von Mises, modelo sin hilo, 3x6, Co

En primer lugar se ve que el esfuerzo se distribuye continuamente entre el hueso cortical y el hueso trabecular, como se muestra en la Figura 5.15 y en la Figura 5.16, que corresponden a los casos en los de implantes sin hilo con supraestructura de sección 3x6.

La otra situación que se ve es que existe una distribución de esfuerzos en el que el hueso cortical es sometido a mayores esfuerzos que el hueso trabecular. Entre la Figura 5.17 y la Figura 5.22 se muestran este tipo de distribución de esfuerzos. En general se observa que mallas similares generan una distribución de esfuerzos similares, tal como ocurre para el micromovimiento.

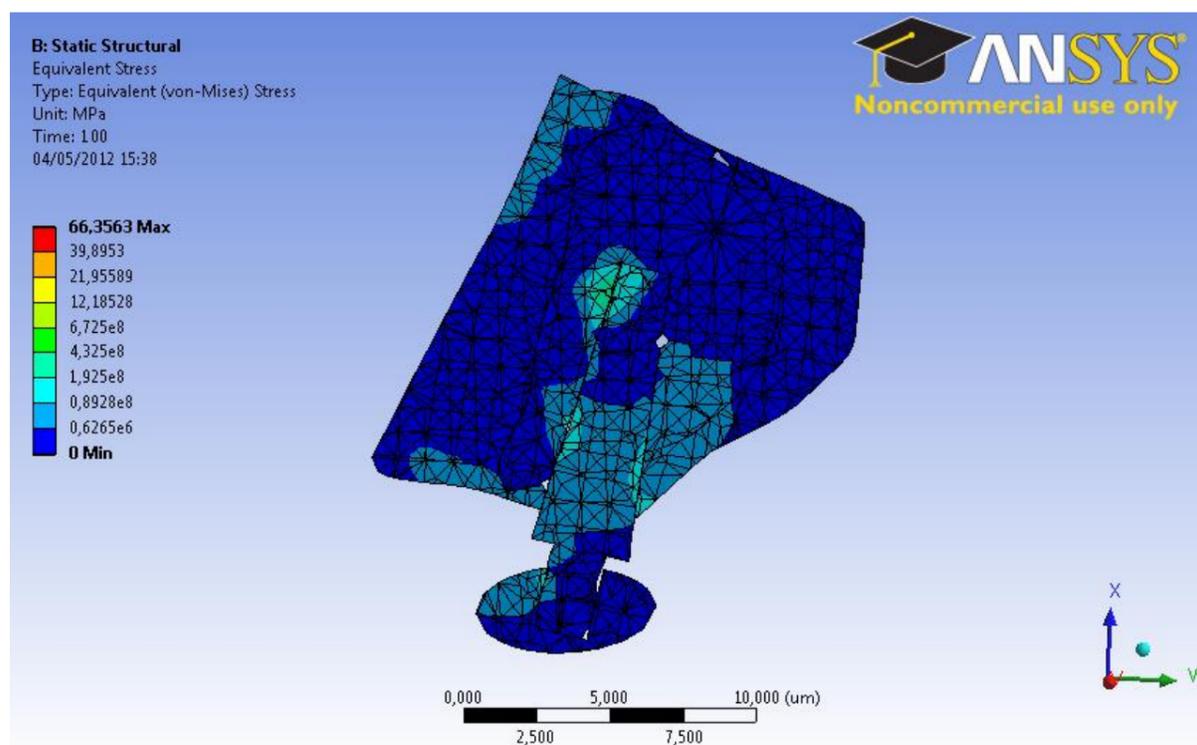


Figura 5.17: Distribución de esfuerzos de von Mises, modelo con hilo, 3x6, Ti

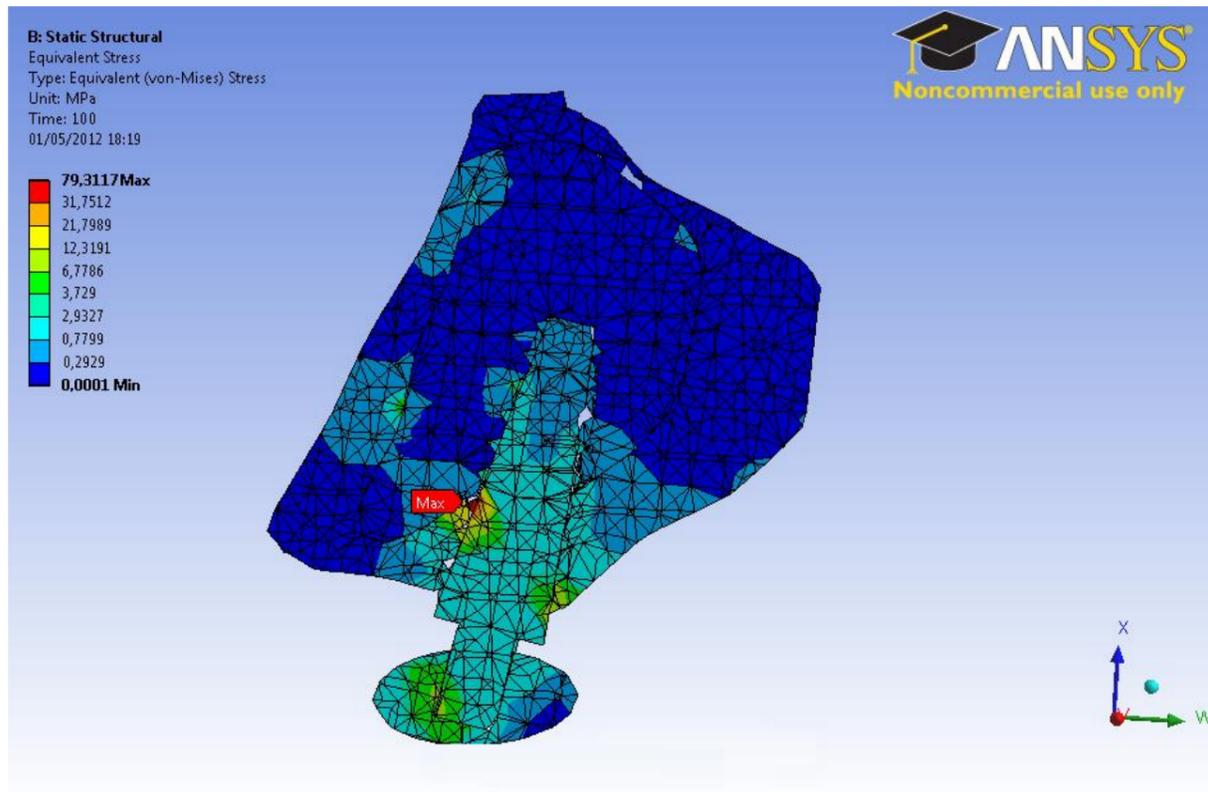


Figura 5.18: Distribución de esfuerzos de von Mises, modelo con hilo, 3x6, Co

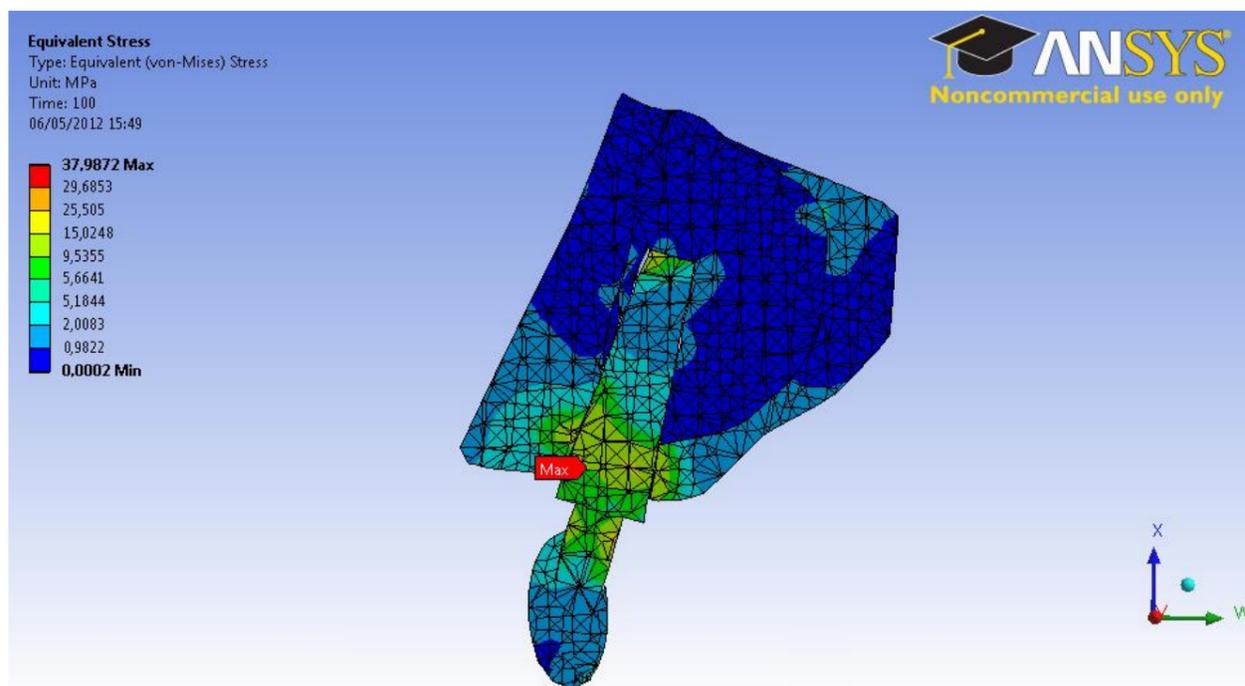


Figura 5.19: Distribución de esfuerzos de von Mises, modelo sin hilo, 6x3, Ti

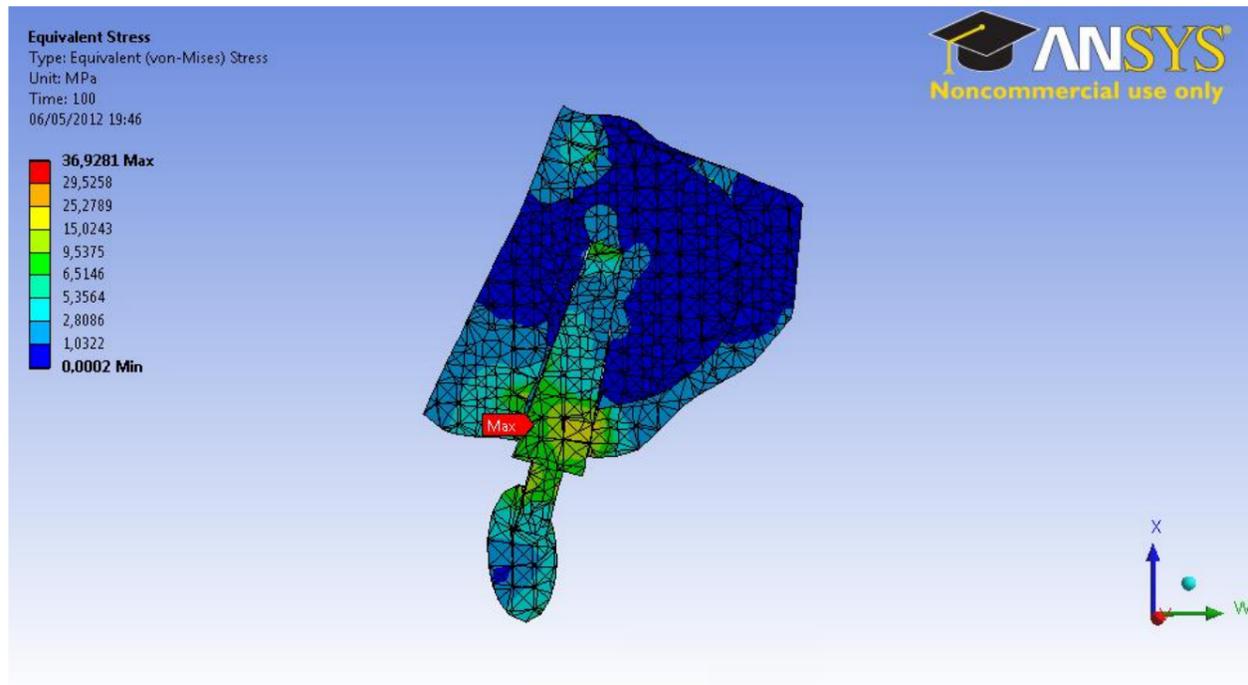


Figura 5.20: Distribución de esfuerzos de von Mises, modelo sin hilo, 6x3, Co

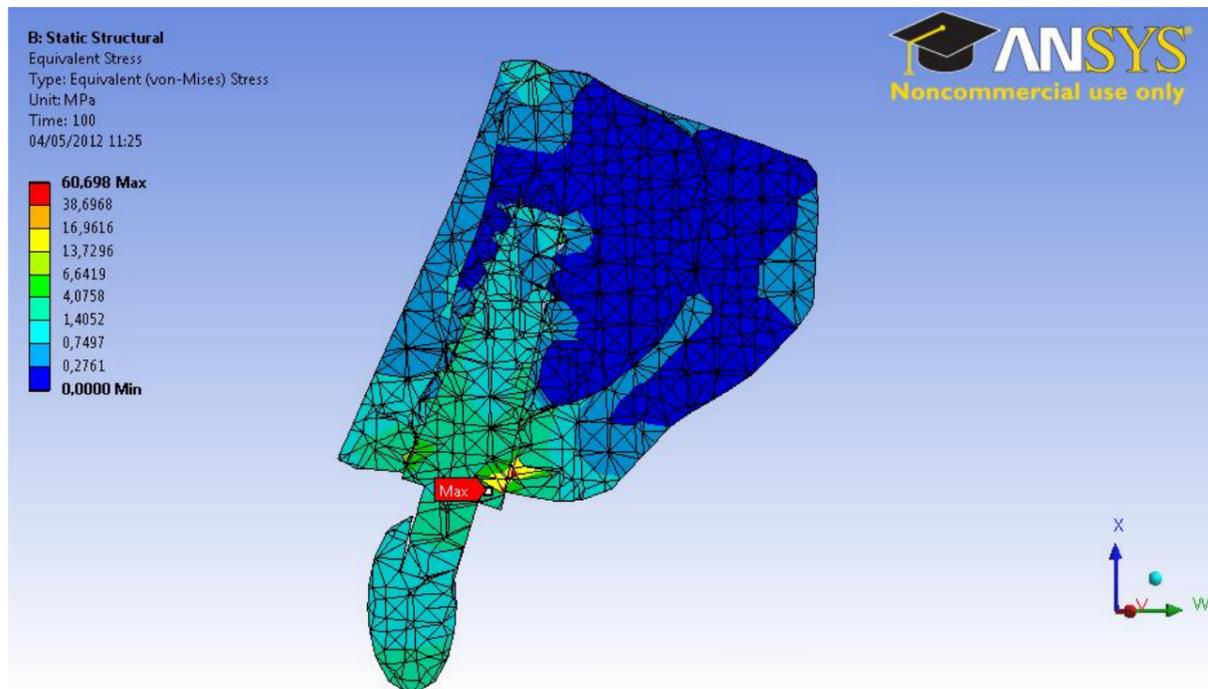


Figura 5.21: Distribución de esfuerzos de von Mises, modelo con hilo, 6x3, Ti

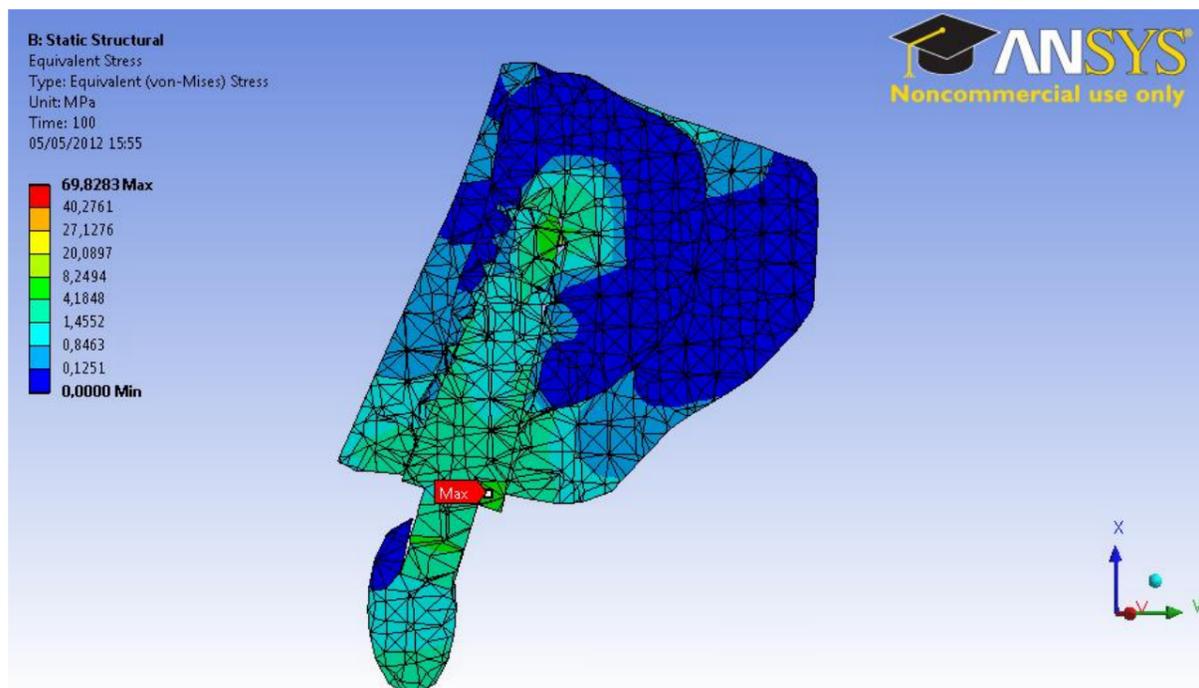


Figura 5.22: Distribución de esfuerzos de von Mises, modelo con hilo, 6x3, Co

La Tabla 5.2 resume los esfuerzos máximos según modelo.

Tabla 5.2: Valores máximos de Esfuerzos según modelo

| Modelo | Esfuerzo Máximo [MPa] |
|------------------|-----------------------|
| Sin hilo 3x6, Ti | 49,9048 |
| Sin hilo 3x6, Co | 53,0837 |
| Sin hilo 6x3, Ti | 37,9872 |
| Sin hilo 6x3, Co | 36,9281 |
| Con hilo 3x6, Ti | 66,3563 |
| Con hilo 3x6, Co | 79,3117 |
| Con hilo 6x3, Ti | 60,698 |
| Con hilo 6x3, Co | 69,8283 |

5.5. Otros resultados:

Se muestran algunos de los resultados obtenidos en las simulaciones. Estos resultados no muestran una directa relación con el objetivo principal de esta memoria que es el cálculo del micromovimiento considerando distintos tipos de implante, pero ayudan a mostrar mejor los resultados de las simulaciones.

5.5.1. Status

Este resultado muestra el estado en el que se encuentra el contacto. ANSYS calcula si las superficies en contacto están “Over Constrained”, “Far”, “Near”, “Sliding” o “Sticking”. En la Figura 5.23 se muestra el estado en el que se encuentran los implantes con el hueso trabecular. El modelo que se muestra es el de sección 6x3 de Cobalto-Cromo, y el modelo considera 2 implantes estándar con hilo.

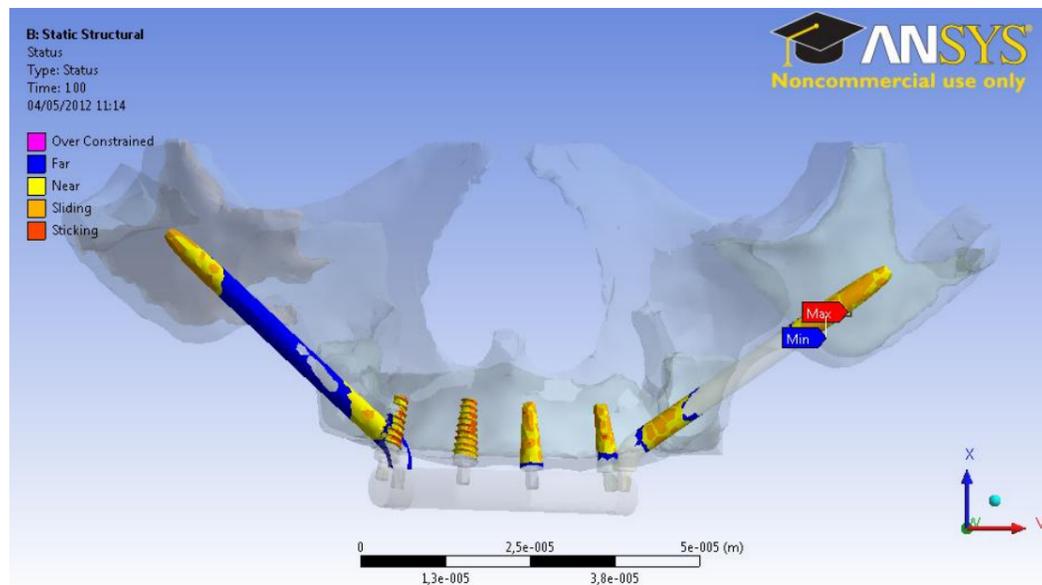


Figura 5.23: Distribución de estado de contacto, modelo sin hilo, 6x3, Co

La figura anterior muestra la diferencia que existe al considerar hilo en el implante. La distribución de zonas “Sticking” y “Sliding” cuando se considera hilo generan patrones completamente distintos. Se observa que en los implantes con hilo la superficie que se encuentra en estado “Sliding” es mayor que en los implantes sin hilo. También se puede

5.5.2. Gap

El gap muestra la distancia de separación que existe entre las superficies de las zonas de contacto. Un gap del orden del parámetro de distancia de deslizamiento invalidaría este parámetro como valor directo de micromovimiento. La Figura 5.24 muestra la distribución del valor del parámetro Gap entre el implante y el material trabecular, en el modelo de implantes sin hilo con supraestructura de sección 6x3 de titanio.

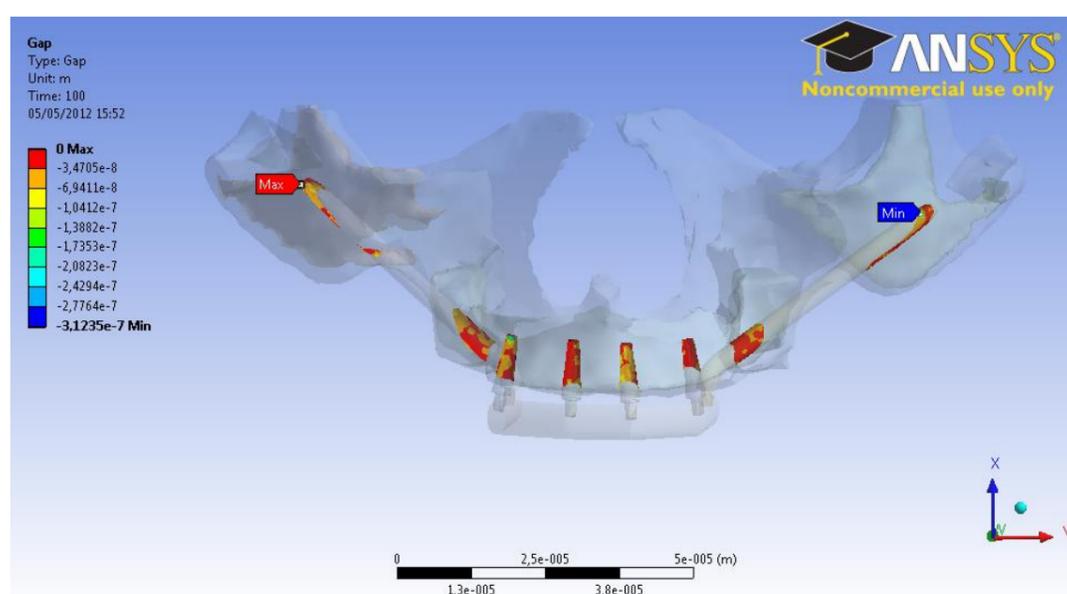


Figura 5.24: Distribución de Gap, modelo sin hilo, 6x3, Ti

Se puede ver que la mayoría de las zonas se encuentra entre los valores de Gap de -7×10^{-8} y 0 [m], es decir entre $0,07$ y 0 [μm]. La siguiente tabla muestra un resumen de los valores mínimos de Gap de los modelos utilizados.

5.5.3. Penetración:

El valor de “Penetration” o penetración indica cuanto se superponen las mallas en la zona de contacto. Para que el valor del parámetro asociado al micromovimiento sea válido, el valor de la distancia de deslizamiento tiene que ser mucho mayor al valor de penetración. La Figura 5.25 muestra la distribución de penetración del implante en el hueso cortical en el modelo de implante sin hilo con supraestructura 6x3 de aleación de cobalto cromo. Al igual que en el caso del Gap, los valores de penetración están en el orden de 1×10^{-7} , que es, por lo menos, un orden de magnitud más bajo que los valores de distancia de deslizamiento.

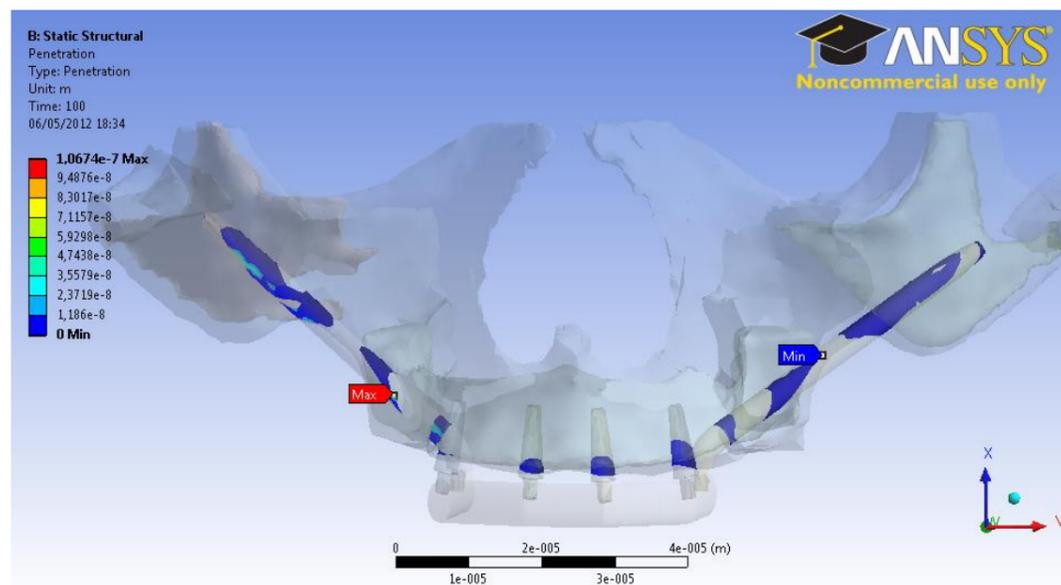


Figura 5.25: Distribución de penetración, modelo sin hilo, 6x3, Co

5.5.4. Deformación:

La deformación del modelo muestra el desplazamiento total de cada uno de los elementos del modelo. En la Figura 5.26 se puede ver que el modelo se deforma casi simétricamente, aunque las cargas aplicadas no sean simétricas. Es posible notar una zona cerca de los implantes estándar que existe un mayor desplazamiento de los elementos en el modelo simulado. La mayor deformación ocurre en el hueso que se encuentra alrededor del implante que se señala en la Figura 5.1. Es posible ver que el orden del valor de deformación del modelo alcanza las décimas de micrómetros.

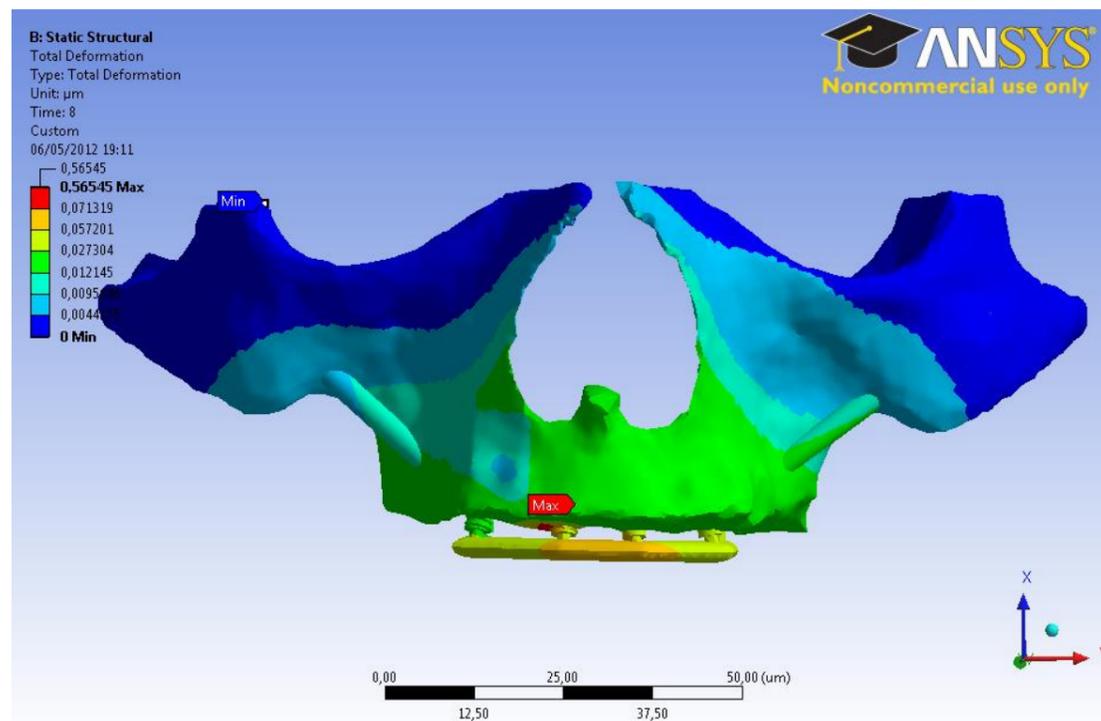


Figura 5.26: Deformación, modelo con hilo, 3x6, Ti

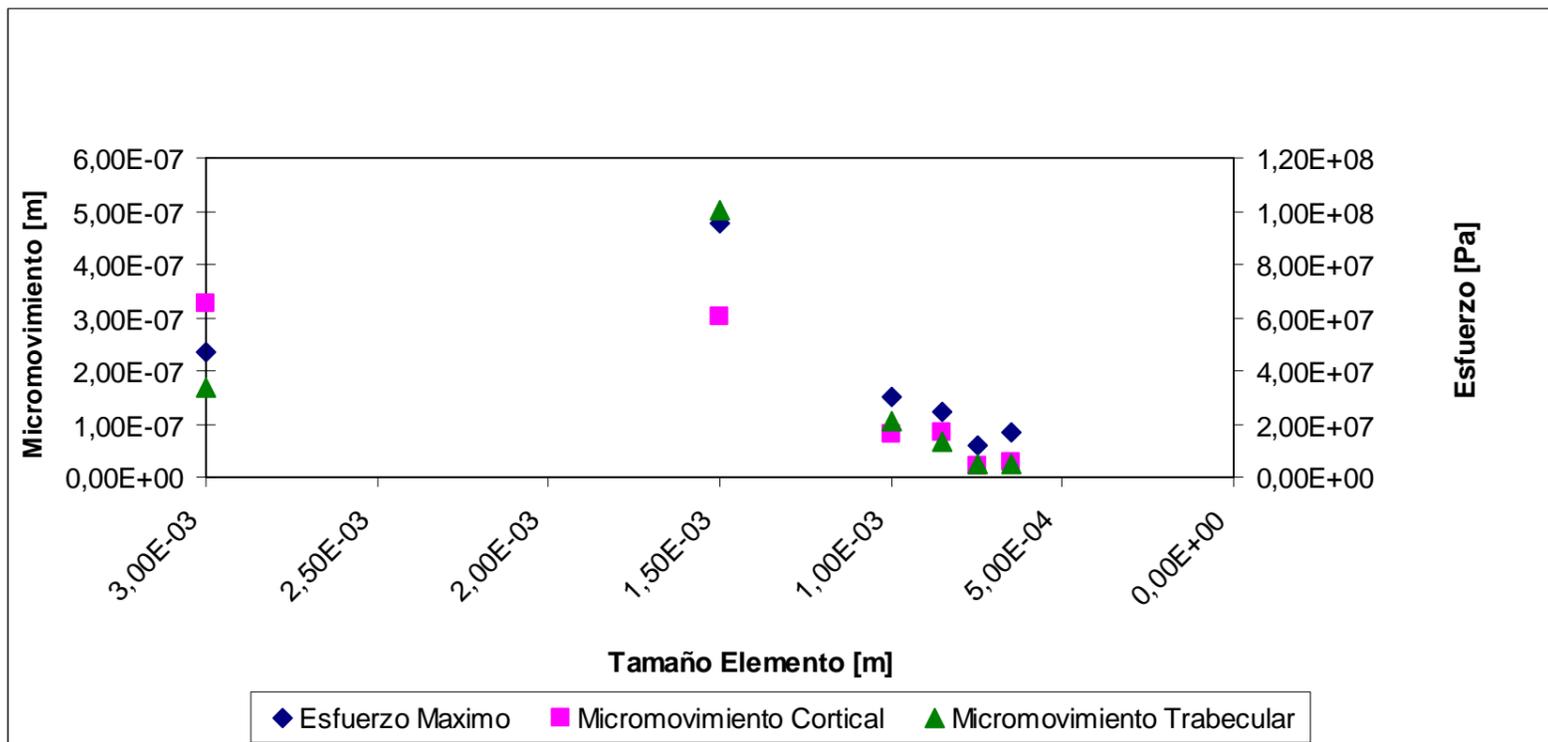
6. Análisis y Discusión de Resultados

En este capítulo se analizan y discuten los resultados que se muestran en el capítulo anterior con el fin de establecer como es afectado el micromovimiento (en el modelo) por los distintos tipos de supraestructura y la consideración geométrica del hilo en los implantes.

6.1. Validación del modelo:

Cada modelo de elementos finitos generado para el proceso de validación tiene un número creciente de elementos, como se puede ver en el capítulo 4.3. El modelo geométrico, condiciones de carga, materiales, ortotropía, se mantuvo constante. El Gráfico 6.1 muestra el valor del esfuerzo máximo y del micromovimiento en función del tamaño de elemento.

Gráfico 6.1: Esfuerzo y Micromovimiento según tamaño del elemento



Queda en evidencia que existe un valor de tamaño de elemento en el cual los valores de micromovimiento convergen, y el valor del esfuerzo máximo se estabiliza. Se puede ver de las figuras del capítulo 4.3.2 que la forma de los esfuerzos en el plano de corte se estabiliza a partir de la tercera malla, es decir de un elemento de tamaño 0,001 [m].

De la Figura 5.2 a la Figura 5.5 se muestra la calidad del elemento de malla, claramente el porcentaje en el que la calidad de elemento es cercana a 1 es suficientemente alto para aceptar la malla.

6.2. Prueba de simetría:

En primer lugar se estudia la simetría del modelo frente a una carga que es claramente asimétrica. Antes de analizar los resultados, hay que considerar que el modelo estudiado es el que en teoría puede responder lo más simétricamente posible a las cargas. La supraestructura que se utiliza es de 6x3, el material que se simula es la de aleación de cobalto-cromo y todos los implantes son implantes en los cuales no se considera hilo.

Se observa en la Figura 5.6 que cada uno de los modelos se comporta simétricamente, es decir no existen grandes diferencias comparando sus mitades. Tampoco existen grandes diferencias si se comparan ambos modelos. El modelo cargado como se muestra en la Figura 3.30 genera ligeramente mayores esfuerzos.

6.1. Micromovimiento

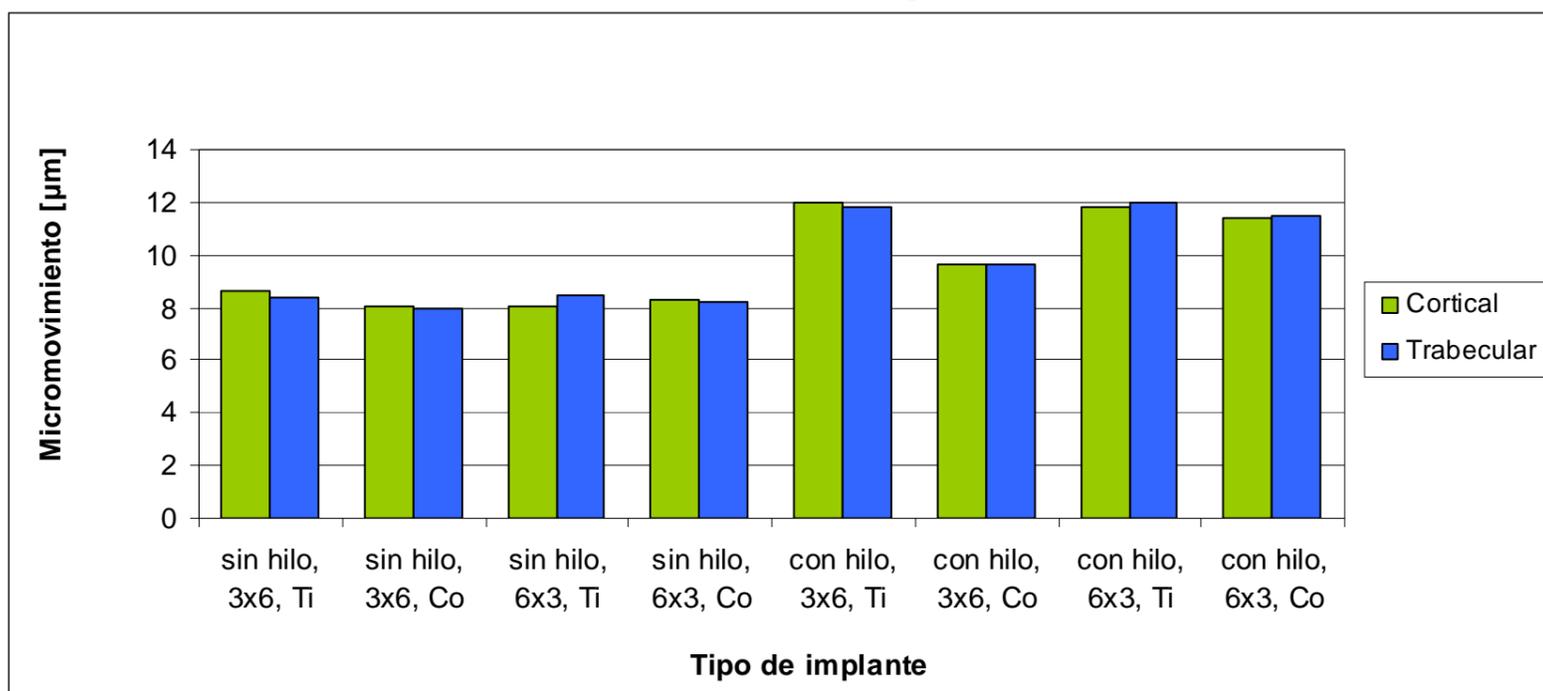
Los valores de micromovimiento se encuentran en el rango donde no existen problemas de oseointegración. Los valores máximos en los modelos simulados nunca superan los 150 [μm], que corresponde al valor crítico de micromovimiento para que ocurra el proceso de oseointegración según la bibliografía.

A partir de la Tabla 5.1 se obtuvo el Gráfico 6.2. Este gráfico muestra el micromovimiento máximo según el tipo de implante utilizado. En primer lugar se observa que el micromovimiento que se produce entre el implante/ hueso cortical e implante/hueso trabecular es continuo, y no se observa la diferencia que se muestra en el Gráfico 6.1 que ocurre cuando existen tamaños de elementos excesivamente grandes. No se observa una tendencia a que el valor máximo de micromovimiento ocurra en el hueso cortical o en el hueso trabecular.

El Gráfico 6.2 muestra que existe una clara tendencia a que el material de fabricación de la supraestructura influye en el valor máximo de micromovimiento. Comparando material de fabricación, se observa que un material más rígido en la supraestructura, como es el caso de la aleación de Cobalto Cromo produce (en 3 de las 4 comparaciones) un micromovimiento menor.

No existe una clara tendencia que muestre que los micromovimientos que se producen en las simulaciones con supraestructura de sección 6x3 sean menores o mayores a los micromovimientos que se producen cuando se simula una sección de 3x6.

Gráfico 6.2: Micromovimiento según tipo de implante



Como se puede apreciar claramente en el Gráfico 6.2, al considerar hilo en el implante el valor máximo del micromovimiento aumenta, sin embargo se puede ver comparando la Figura 5.8 con la Figura 5.11 que la distribución de micromovimiento

para implantes estándar cambia radicalmente si se considera, o no, hilo en el implante. Sería interesante obtener un valor “promedio” de micromovimiento de todas las superficies en contacto.

Analizando la posición donde ocurre el mayor micromovimiento se observa en la Figura 6.1 que el valor máximo tiende a ocurrir en el primer y el segundo implante estándar (letras F y E respectivamente de la Figura 6.1) del lado en que se carga el modelo. Sin embargo la posición cambia según el modelo. Un factor relevante es si se considera hilo o no y el segundo factor relevante es la sección transversal. Se aprecia que la sección transversal de 6x3 el valor máximo de micromovimiento tiende a ser en la letra E, mientras que en una sección transversal de 3x6 el valor máximo de micromovimiento tiende a ser en la letra F.

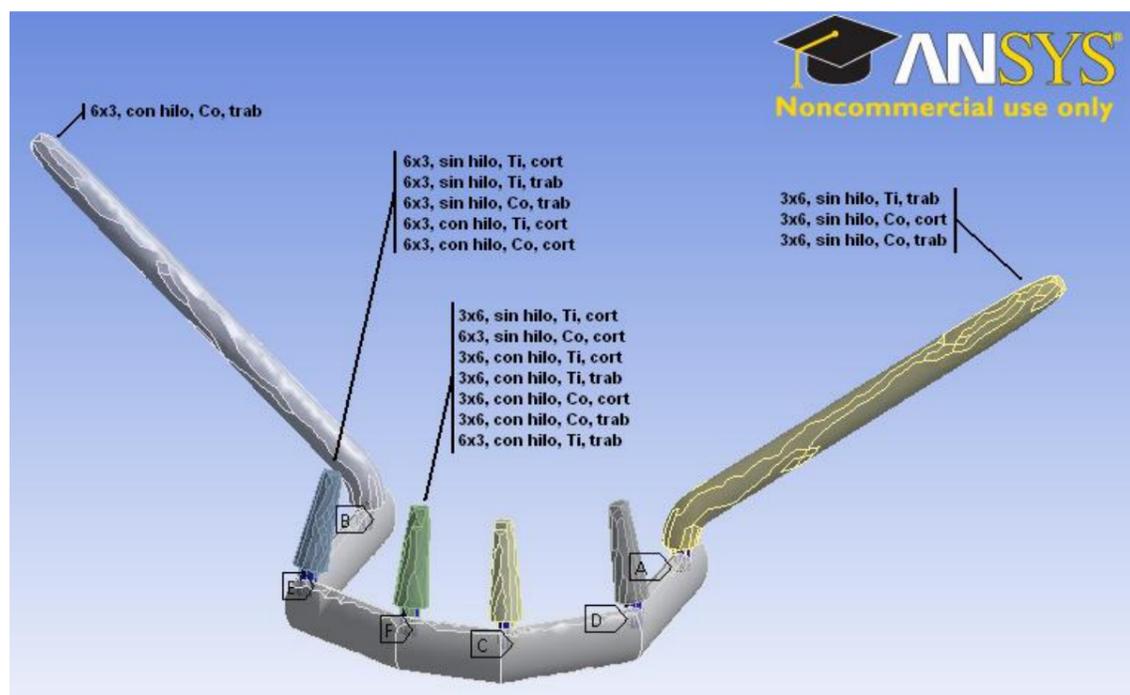


Figura 6.1: Frecuencia de implante con mayor micromovimiento

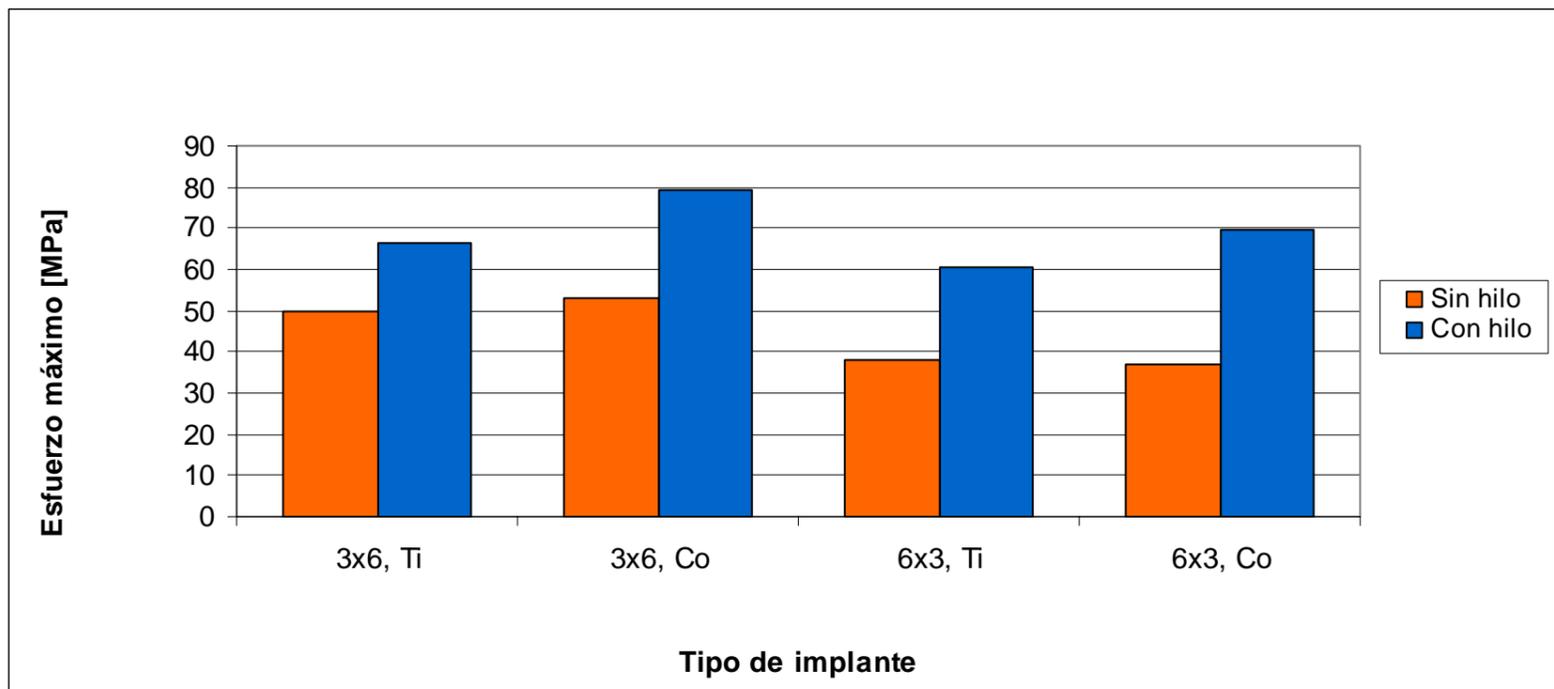
6.2. Esfuerzos

La mayoría de los valores de esfuerzos se mantienen dentro de los valores de fluencia de los materiales (valores cercanos a 70 [MPa]^{xvi}). Como se puede ver en las imágenes del capítulo 5.4 existen peaks de esfuerzo en algunos puntos que pueden superar los valores del límite de fluencia, eso ocurre en implantes con hilo y también en implantes sin hilo. La distribución general de esfuerzos es más o menos constante, variando muy poco entre los distintos modelos. La única excepción es cuando se considera un implante estándar sin hilo y una supraestructura de 3x6. En este caso se observa que existe una distribución de esfuerzos continua entre el hueso cortical y el hueso trabecular.

De la Tabla 5.2 se obtiene el Gráfico 6.3, que muestra el esfuerzo máximo que ocurre en cada uno de los modelos. Comparando los esfuerzos que ocurren en implantes con hilo e implantes sin hilo se puede ver que siempre los mayores esfuerzos se producen en modelos en los que se considera hilo en los implantes. Es interesante

comparar los pares de imágenes: Figura 5.15 con Figura 5.17, Figura 5.16 con Figura 5.18, Figura 5.19 con Figura 5.21, Figura 5.20 con Figura 5.22 donde se muestra la distribución de esfuerzos de implantes con y sin hilo. Aquí se aprecia que el valor de esfuerzo máximo es mayor en el implante en que se considera hilo, pero al igual que en el caso del micromovimiento, sería útil comparar promedios de esfuerzos de todos los elementos del modelo.

Gráfico 6.3: Esfuerzo Máximo según tipo de implante



Se puede ver del Gráfico 6.3 que el material de construcción es un factor importante en el valor que alcanza el esfuerzo máximo del modelo. La aleación de titanio genera esfuerzos significativamente menores que la aleación de Co. La sección transversal también influye en el valor del esfuerzo máximo. Secciones transversales de 3x6 generan esfuerzos mayores que las secciones de 6x3.

La Figura 6.2 muestra la distribución en frecuencia del implante donde ocurre el esfuerzo máximo, existe una tendencia a que el lugar de mayor esfuerzo se genere en el primer implante estándar del lado que se carga el modelo (letra F de la Figura 6.2). Se puede ver que cuando se cambia el material la magnitud del esfuerzo sufre un cambio significativo, pero la zona donde ocurre el mayor esfuerzo no cambia (salvo por el caso del implante 3x6 con Hilo).

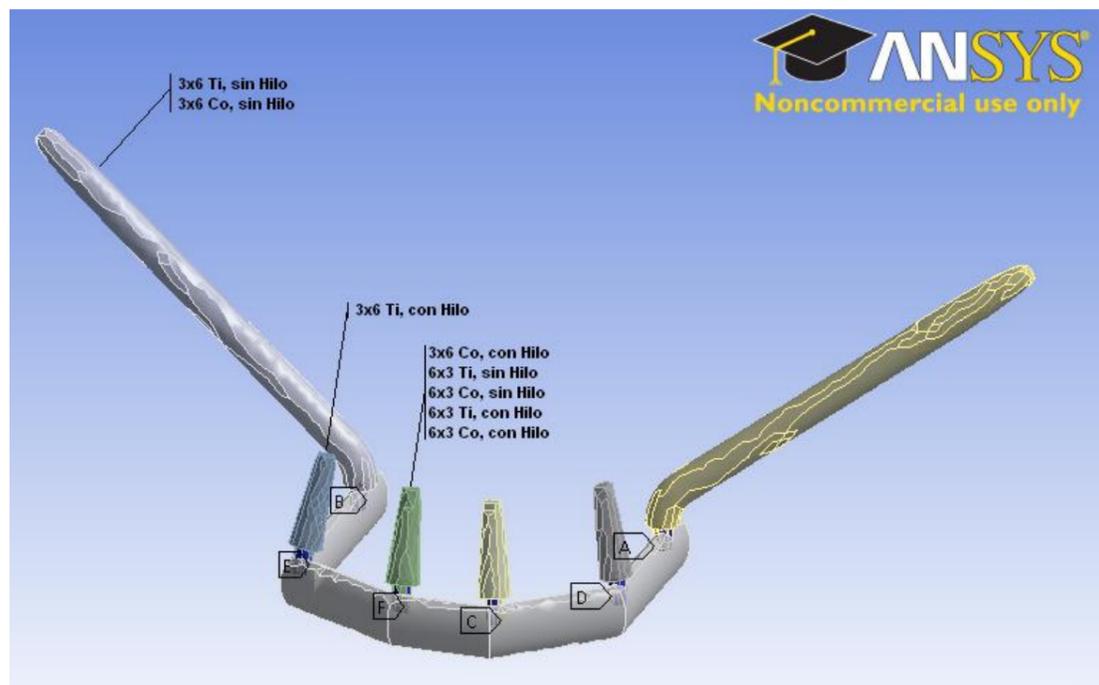


Figura 6.2: Frecuencia de implante con mayor esfuerzo

En el capítulo 5.4 se muestra la distribución de esfuerzos calculados por el método de von Mises. El material óseo no necesariamente tiene el mismo mecanismo de fractura que los metales, donde el criterio es válido. Obtener un valor de crítico de ruptura del material puede estar asociado con los esfuerzos principales, específicamente con el valor del esfuerzo máximo principal. La Figura 6.3 muestra la orientación de los esfuerzos principales.

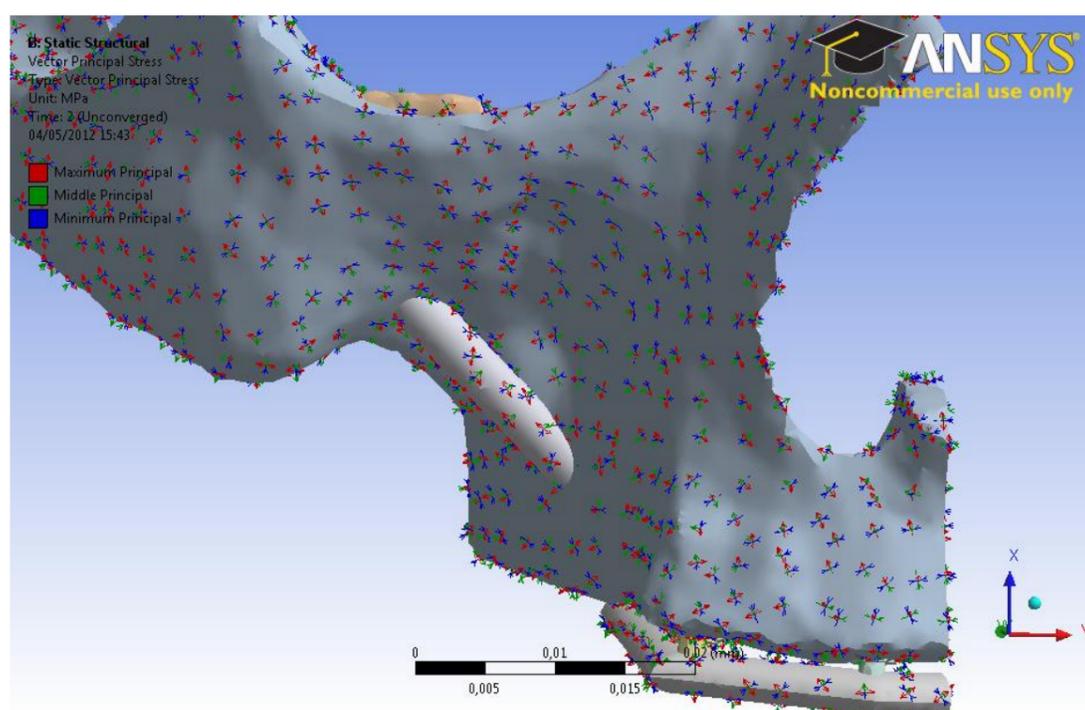


Figura 6.3: Orientación de los esfuerzos principales

Es sabido que sectores con algún cambio abrupto en su geometría son concentradores de esfuerzos, por ende pensar que el hilo es un concentrador de esfuerzos puede ser una suposición correcta, pero existen dos factores que hay que considerar. En primer lugar de la Figura 6.4 se aprecia que el tamaño de malla seleccionado tiene una resolución que permite que el ancho de hilo del implante sea

definido por un elemento, además en ocasiones existen errores en la malla como se alcanza a ver en la Figura 5.17 y en la Figura 5.18. Esta es una limitación que no permite visualizar el hilo del implante como un concentrador de esfuerzos. Para ver la concentración de esfuerzos producido por el hilo del implante hay que trabajar con elementos de, por lo menos, un quinto del largo del elemento que se utiliza en este trabajo. En segundo lugar, hay que considerar que se está modelando un material biológico, el cual es bastante más complejo que otro tipo de materiales. A diferencia del modelo creado en el hueso real no existe una división entre hueso cortical y hueso trabecular, sino que es una transición continua entre ambos tipos de tejido. Además en el proceso de inserción del implante existe una serie de factores, como se dijo en las consideraciones biológicas en el punto 2.4.1, que alteran el material óseo y por ende alteran la distribución de esfuerzos en el interior de este material.

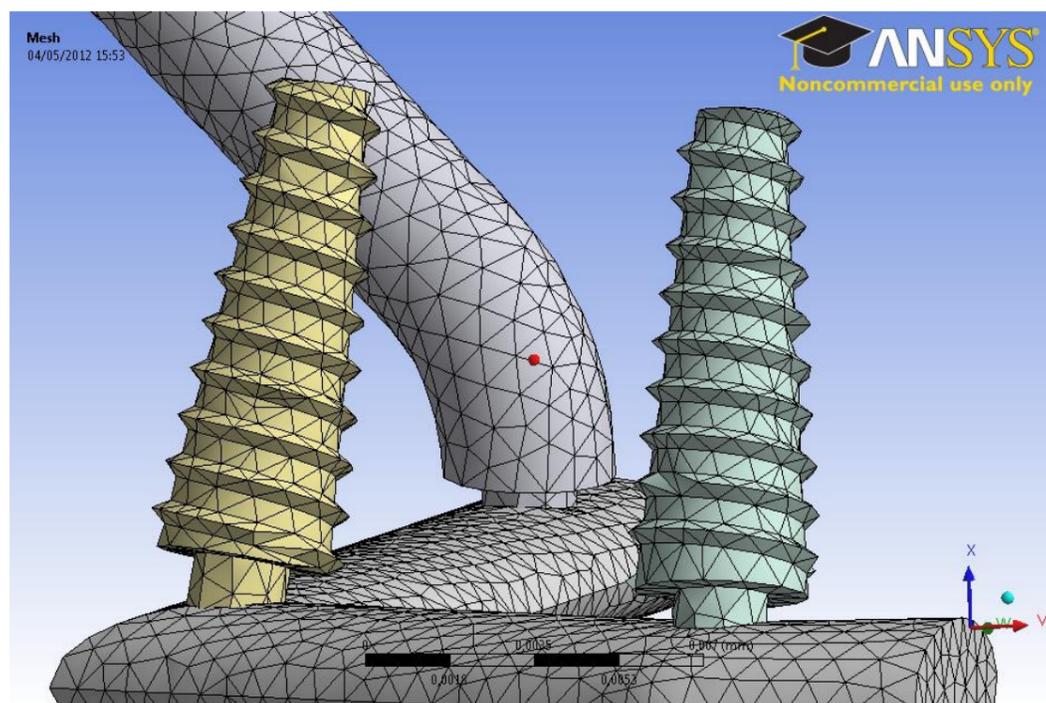


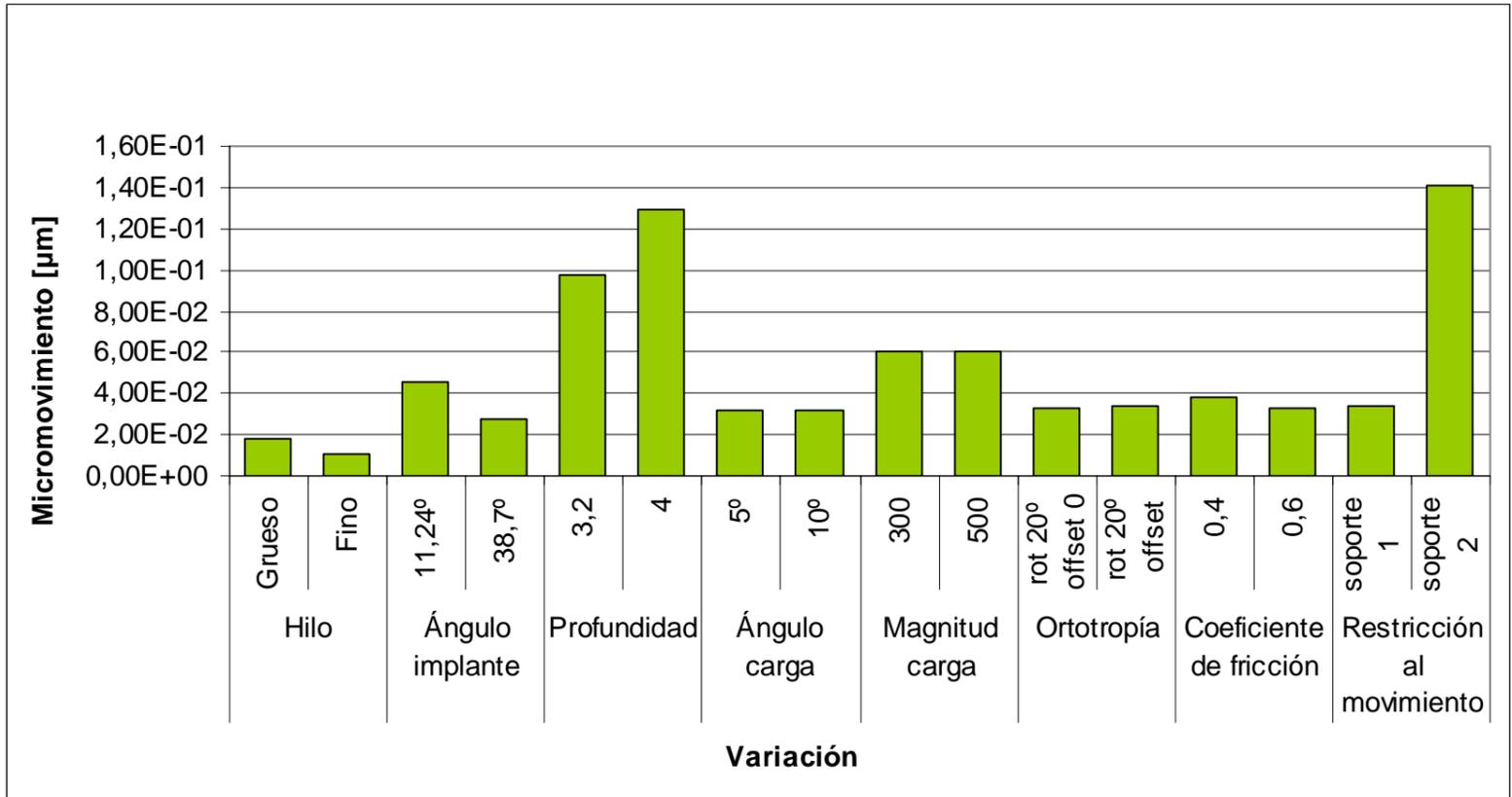
Figura 6.4: Detalle de tamaño de elemento en implante con hilo

6.3. *Análisis de variables*

Existen un sin número de variables que pueden ser necesario considerar para el estudio del fenómeno de micromovimiento. En el capítulo 4.4 se lleva a cabo un estudio de 8 variables y de cómo estas afectan al valor de “sliding distance” asociado al micromovimiento. Cada una de estas variaciones fueron factores considerados para el desarrollo de los modelos utilizados en las simulaciones de esta memoria.

De la Tabla 4.1 se obtiene el Gráfico 6.4, que muestra el micromovimiento con respecto a las distintas variaciones realizadas sobre el “caso base” estudiado.

Gráfico 6.4: Cambio en el Micromovimiento según Variación



Antes de analizar el gráfico hay que mencionar que el llamado “caso base” tiene un micromovimiento de $6,7 \times 10^{-2}$ [µm], luego todos los valores mostrados tienen que ser comparados con este valor. Revisando el gráfico es posible ver que la mayoría de las modificaciones redujeron el micromovimiento del caso base. La modificación que más redujo el micromovimiento fue sin duda la consideración de hilo en el implante. La diferencia entre hilo grueso e hilo fino puede ser considerada pequeña.

Variaciones en el ángulo de carga, ortotropía y coeficiente de fricción reducen el micromovimiento, pero sin grandes variaciones entre los casos estudiados. El ángulo de posición del implante también afecta el micromovimiento con respecto al caso base pero, a diferencia de las variaciones nombradas anteriormente, las dos situaciones estudiadas son distintas entre sí.

La magnitud de la carga prácticamente no afecta al micromovimiento. Hay que recordar que la carga del “caso base” es completamente vertical, al igual que la posición del implante. En este caso una variación en la magnitud de esta carga no afecta mayormente al valor máximo del micromovimiento. Es posible que una variación en la carga afecte en mayor medida al micromovimiento si es que el implante se encuentra con algún ángulo, o la carga se aplica con algún ángulo.

La posición del implante es, sin duda, uno de los factores que más afecta al micromovimiento. Cambiando la relación de áreas de contacto entre implante/hueso cortical e implante/hueso trabecular, el valor de micromovimiento cambia su valor significativamente. En el caso estudiado el valor del micromovimiento aumentó a más del doble que en el “caso base”. A una profundidad menor (caso de profundidad de inserción de 3,2) el micromovimiento también es mayor que el “caso base”.

Como es esperable el caso de las restricciones al movimiento afecta significativamente el valor del micromovimiento. La variación de la restricción al movimiento sin duda fue una variación brusca con respecto al caso base, en un caso en el que la geometría sea más grande y las condiciones de restricción al movimiento estén alejadas de la zona de contacto, estas variaciones debiesen influir menos en el valor del micromovimiento.

7. Conclusiones

Se logró estudiar numéricamente, mediante el método de elementos finitos, el valor del parámetro “Sliding Distance” asociado al micromovimiento. Para esto se desarrolló una metodología que genera un modelo adecuado para trabajar. Todos los modelos utilizados en esta memoria consideran una distinción entre el hueso cortical y el hueso trabecular. Además todos los modelos consideran propiedades ortotrópicas de los materiales. Aunque es imposible conocer a priori las orientaciones principales de “las familias de fibras”, se asume que existe una orientación que varía continuamente en el espacio. La metodología implementada para la generación de modelos en el desarrollo de esta memoria permite modificar la orientación de “las fibras”, motivo por el cual será objeto de estudio encontrar las direcciones de éstas “fibras” en futuros trabajos.

En cuanto a los resultados específicos de este trabajo es posible concluir lo siguiente:

Se realizaron con éxito 8 simulaciones de estática estructural, enmarcados en un problema de contacto no lineal. Se encontraron formulaciones de contacto adecuadas y pasos de carga apropiados para lograr la convergencia de este modelo. Se obtuvieron resultados para todos los modelos generados en la memoria, esto es: un modelo sin hilo de sección 3x6 de aleación de titanio, un modelo sin hilo de sección 6x3 de aleación de cobalto-cromo, un modelo sin hilo de sección 6x3 de aleación de titanio, un modelo sin hilo de sección 6x3 de aleación de cobalto, un modelo con 2 implantes estándar con hilo de sección 3x6 de aleación de titanio; y otro modelo igual pero de aleación de cobalto-cromo. Un modelo con 2 implantes estándar de sección 6x3 de aleación de titanio y otro modelo igual pero de aleación de cobalto-cromo. Además se realizó un “medio modelo” con dos implantes estándar con hilo, de sección 3x6. Este medio modelo consideró condiciones de simetría para simular correctamente la carga del modelo.

Los valores de micromovimiento se encuentran en el rango donde no existen problemas de oseointegración. Los valores máximos apenas alcanzan los 12 [μm], que corresponde al 8% del valor crítico de oseointegración. Se observa una clara diferencia en los resultados de micromovimiento de implantes con hilo e implantes sin hilo. Como se muestra en el caso simplificado del capítulo 4 y se analiza en el capítulo 6, la consideración geométrica del hilo en el implante reduce el micromovimiento general del implante. Sin embargo, en los modelos simulados, el hilo en el implante aumenta el valor máximo del micromovimiento en un promedio de

2,95 [μm], que corresponde a un aumento de un 35,8% con respecto al caso sin hilo. La razón más probable de la ocurrencia de este fenómeno es la mencionada en el capítulo 3.3.2, donde existe una selección manual de las zonas de contacto. Como se aprecia en la Figura 3.26 existe una diferencia entre la zona “real” de contacto y la zona “simulada” de contacto.

Se observa una cierta tendencia a que el micromovimiento se reduce al aumentar la rigidez del material. Un modelo en el que se considera una supraestructura de material con un mayor módulo de elasticidad, como el caso de la aleación de cobalto-cromo, produce un menor micromovimiento en el 75% de los casos simulados en comparación con el mismo modelo considerando la supraestructura como una aleación de titanio. Es claro que los casos simulados son escasos para concluir, sin embargo Hurtadoⁱⁱⁱ obtuvo resultados similares con modelos con distintas consideraciones.

No se encontró una relación clara entre la sección de la supraestructura y el valor máximo del micromovimiento. Supraestructuras distintas generan mallas distintas (a diferencia cuando se comparan distintos materiales en la misma supraestructura), y la diferencia entre estas mallas puede generar diferencia entre los valores máximos de micromovimientos. Es decir, el valor máximo de micromovimiento puede estar variando debido a las diferentes mallas y no se aprecia un cambio debido a la sección transversal. Es necesario estudiar más casos de distintos pacientes y, como se mencionó en el capítulo 0, realizar un análisis del micromovimiento promedio de un contacto para observar alguna tendencia con respecto a la sección transversal.

La gran mayoría de los esfuerzos simulados se encuentran dentro de la zona de elasticidad lineal del material. Existen sin embargo zonas puntuales que sobrepasan el límite de fractura del material óseo. Estos peaks de valores se pueden deber a errores numéricos del programa que ocurren con el algoritmo de solución de contacto. En todo caso, cuando ocurren situaciones de concentración de esfuerzos que superan el límite de fluencia del material, éste fluye y adquiere una nueva forma que disminuye los esfuerzos máximos dentro del material.

Se observó que existe una serie de factores que pueden influir en el valor del micromovimiento. En el desarrollo de los modelos utilizados en esta memoria se consideraron ocho factores que son influyentes en el resultado de micromovimiento. Se observó que la condición geométrica de hilo en el implante es un factor que altera el comportamiento de la distancia de deslizamiento. La ortotropía, el coeficiente de fricción, el ángulo de carga y el ángulo de posición del implante son variables influyentes en el resultado del micromovimiento. Otra mejora en comparación con la memoria de Hurtadoⁱⁱⁱ es la aproximación a la geometría real. Si bien no existe un parámetro objetivo para comparar el parecido o la similitud de dos geometrías, la geometría utilizada en esta memoria es claramente más “parecida” que la geometría utilizada anteriormente. Es claro que cada uno de los factores mencionados afecta el micromovimiento. Durante el desarrollo de este trabajo se estudió como estos factores por separado influyen el micromovimiento. Sin embargo no se estudio la

posibilidad de ocurrencia de que exista algún efecto cruzado, en el que dos de estos factores aumenten significativamente el micromovimiento.

Existen otros factores que también pueden influir en el micromovimiento y que no son considerados en esta memoria. En primer lugar no existe una discontinuidad entre el hueso cortical y el hueso trabecular. En este trabajo existe un contacto entre estos dos cuerpos mientras que en realidad el material cambia las propiedades mecánicas gradualmente. Este mismo cambio gradual del hueso cortical al hueso trabecular debe ser también considerado dentro del material óseo. El escáner entrega información en unidades de Hounsfield sobre la densidad ósea. Existe diversa literatura^{xvii,xviii} sobre las propiedades mecánicas con respecto a dicha escala. Otros factores que pueden influir en el micromovimiento son el torque o precarga del implante y cargas dinámicas.

En el ANEXO B se muestran los resultados de la simulación del modelo generado por Materialise. Este modelo considera hilo en cada uno de los implantes, además de un material homogéneo. El material considerado es un material transverso isotrópico, en el cual se considera una dirección de fibra en el eje z. Este modelo no converge fácilmente, se aumento la tolerancia y el valor de convergencia entre “steps” para mostrar los resultados. Mimics es sin duda una herramienta muy útil para trabajar con geometrías biológicas complejas como es el caso de esta memoria. Sin embargo, durante el desarrollo de este trabajo, y de cualquier trabajo en general, se necesita una recurrencia en el que se ensaya y modifica el modelo para obtener resultados. Encargar un modelo permite obtener un modelo con un esfuerzo muy bajo para el estudiante, pero queda expuesto a no poder modificar dicho modelo, lo que genera problemas.

A modo de resumen:

- Se logró estudiar numéricamente, mediante el método de elementos finitos, el valor del parámetro “Sliding Distance” asociado al micromovimiento
- Los valores de micromovimiento simulados se encuentran en el rango donde no existen problemas de oseointegración. Los valores máximos apenas alcanzan los 12 [µm]
- La consideración geométrica del hilo en el implante es un factor relevante que afecta la distribución y valor máximo de micromovimiento y esfuerzos del modelo.
- Se observa una cierta tendencia a que el micromovimiento se reduce al aumentar la rigidez del material
- No se encontró una relación clara entre la sección de la supraestructura y el valor máximo del micromovimiento
- La gran mayoría de los esfuerzos simulados se encuentran dentro de la zona de elasticidad lineal del material

Como sugerencia para trabajos futuros:

- Considerar el material óseo como un material no homogéneo, que varía sus propiedades continuamente de acuerdo a la escala de Hounsfield. Para esto trabajar con imágenes DICOM. Trabajar con técnicas de procesamiento digital de imágenes y generar una geometría modificable o una malla con implantes insertos en ella. Si bien 3-Matic puede generar modelos con estas características, por el precio de la licencia es un programa difícil de adquirir. Buscar opciones en programas como BoneMat y Rhino.
- Trabajar con ANSYS APDL y elementos tipo SOLID 92.
- Considerar la precarga del implante. ANSYS permite trabajar con “prestressed models”.
- Considerar las direcciones de las fibras del material óseo como una dirección que cambia con respecto a la posición del modelo. Una primera idea es orientar estos vectores de acuerdo a los vectores mayor y medio de los esfuerzos principales.
- Considerar cargas dinámicas. Como el caso de cargas dinámicas con contacto no lineal tiene difícil convergencia, en una primera aproximación se pueden simular contactos tipo “bonded” o no considerar contactos y solo considerar una estructura continua que cambie las propiedades de los materiales.
- Buscar una nueva metodología que no altere las mallas si se cambia alguna estructura, en este caso la supraestructura.
- Analizar más casos para determinar tendencias de en cuanto a los materiales y a las secciones de las supraestructuras.

8. Bibliografía:

-
- ⁱ Heng-Li Huang, Chin-Hang Chang, Hui-Ting Hsu, Alison M. Fallgatter, Ching-Chang Ko, Comparison of Implant Body Designs and Threaded Designs of Dental Implants: A 3-dimensional Finite Element Analysis, *Int J of Oral & Maxillofacial Implants* 22 (2007) p.551-562
- ⁱⁱ Mohammed Rafiq Abdul-Kadir, Ulrich Hansen, Ralf Klabunde, Duncan Lucasa, Andrew Amis, Finite element modelling of primary hip stem stability: The effect of interference fit, *Journal of Biomechanics* 41 (2008) p.587–594
- ⁱⁱⁱ Eladio Hurtado, Modelación del Micromovimiento en Implantes Dentales Sometidas a Carga Inmediata por el Método de Elementos Finitos, Memoria para optar al título de Ingeniero Civil Mecánico, Universidad de Chile, 2011.
- ^{iv} Castaño MC, Zapata U, Pedroza A, Jaramillo JD, Roldan S. Creation of a threedimensional model of the mandible and the TMJ in vivo by means of the finite element method. *Int J Comput Dent* 2002;5:87–99.
- ^v Proeschel PA, Morneburg T. Task-dependence of Activity/ Bite-force Relations and its Impact on Estimation of Chewing Force from EMG, *J Dent Res.* 2002 Jul;81(7):464-8.
- ^{vi} Cameron, H.; Pilliar, R; R, M; Macnab, I. The effect of movement on the bonding of porous metal to bone. *J. Biomed. Mater. Res* 11:811-838;1973
- ^{vii} Søballe, K; Godfredsen, K; Brockstedt-Rasmussen, H.; Bünger, C. The effects of osteoporosis, bone deficiency, bone grafting and micromotion on fixation of porous-coated hydroxyapatite-coated implants. Geesink, R. G. T.; Maneley, M. T., Eds. *Hydroxyapatite Coatings in Orthopaedic Surgery*. New York: Raven Press; 1993:107-136.
- ^{viii} Anderson, G.I; Hearn, T.C; Cucins, A; Waddel, J; P. Richards, R, R; Ling, H. Micromotion between 3 femoral stem designs an canine femoral immediately post-operatively at 6 and 24 month ingrowth. *Orthopaedic Research Society, 36th Annual Meeting, New Orleans; 1990:463.*
- ^{ix} Pilliar, R. M.; Deporter, D; Watson, P. A. Tissue-implant interface: micromovements effects. Vincenzini, P., Ed. *Materials in Clinical Applications, Advances in Science and Technology*, 12, Proceedings of the 8th CIMTEC World Ceramic Congress. Faenza Italy: Techna; 1995:569-579.

^x M Tarala, D Janssen, A Telka, D Waanders, N Verdonschot. Experimental versus computational analysis of micromotions at the implant-bone interface. Proc. ImechE Vol 225 Part H: J. Engineering in Medicine, June 2010

^{xi} Araceli Boronat Lopez, Miguel Penarrocha Diago, Orlando Martinez Cortissoz, Ignacio Minguez Martinez. Estudio de análisis de frecuencia de resonancia tras la colocación de 133 implantes dentales. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2006;11: E272-6

^{xii} Hai-Sheng Yang, Tong-Tong Guo, Jian-Huang Wu, Xin Ma. Inhomogeneous material property assignment and orientation definition of transverse isotropy of femur. JBiSE Vol.2, No.6, 419-424 (2009)

^{xiii} A.S. Bonnet, M. Postaireb, P. Lipinska, 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.

^{xiv} Yu, H.Y., Cai, Z.B., Zhou, Z.R., Zhu, M.H., 2005. Fretting behavior of cortical bone against titanium and its alloy. Wear 259, 910–918.

^{xv} Grant, J.A., Bishop, N.E., Götzen, N., Sprecher, C., Honl, M., Morlock, M.M., 2007. Artificial composite bone as a model of human trabecular bone : the implant - bone interface. Journal of Biomechanics 40, 1158 –1164.

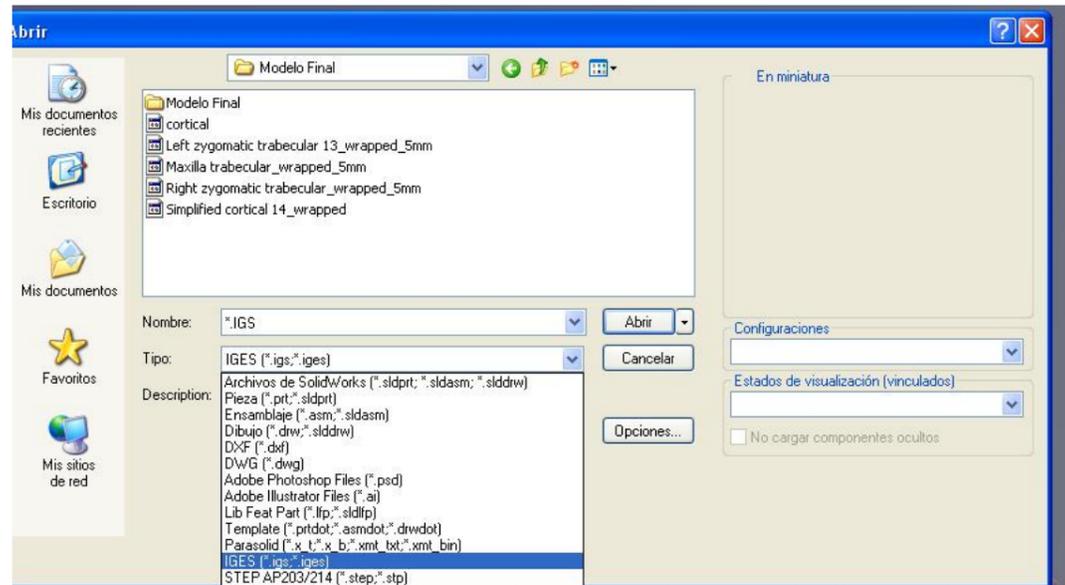
^{xvi} Luis Ignacio Pérez Quintana, Caracterización Sujeto-específica de las Propiedades Mecánicas del Material Óseo en Femur Porcino, Tesis presentada a la Dirección de Investigación y Postgrado como parte de los requisitos para optar al grado de Magíster en Ciencias de la Ingeniería. Pontificia Universidad Católica de Chile, 2009

^{xvii} Wirtz, D. C., Pandorf, T., Portheine, F., Radermacher, K., Schiffers, N., Prescher, A., et al. (2003). Concept and development of an orthotropic femoral model of the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 36, 289–293.

^{xviii} Morgan, E., Bayraktar, H., & Keaveny, T. (2003). Trabecular bone modulus density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics*, 36, 897–904.

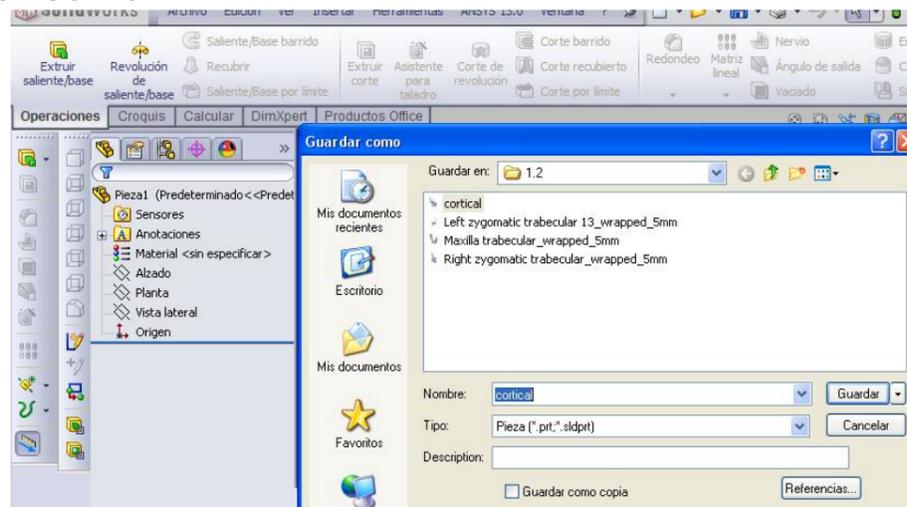
ANEXO A: Tutorial Solidworks

Se inicia Solidworks -> Archivo -> Abrir -> Seleccionar formato .IGES



Se abren las piezas seleccionadas y se guardan como piezas de solidworks en formato .prt

Archivo -> Guardar como

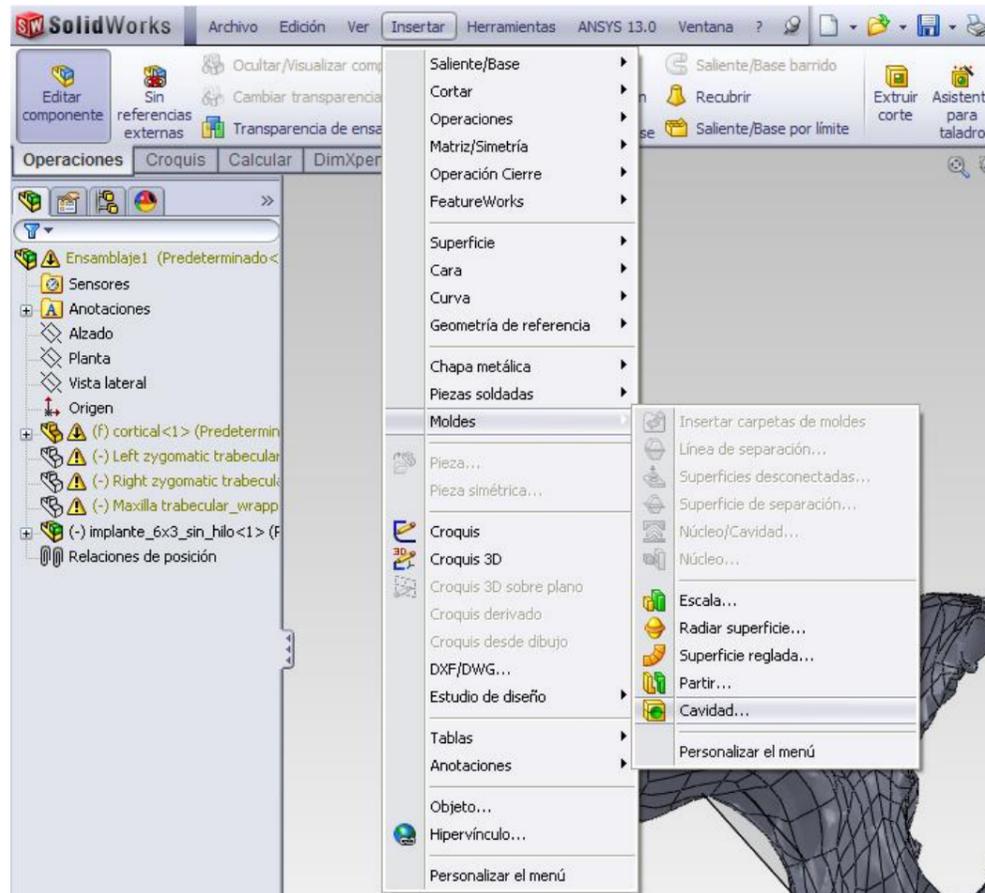


Una vez que se tienen todos los archivos se crea un ensamblaje.

Archivo -> Nuevo -> Ensamblaje

Luego en *Insertar Componentes* se insertan todos los cuerpos.

El siguiente paso es crear las cavidades.



Se selecciona la pieza (hueso cortical) en el menú de la izquierda -> *Editar Componente* -> *Insertar* -> *Moldes* -> *Cavidad*.

Se seleccionan las piezas que forman la cavidad en el hueso cortical, en este caso los huesos trabeculares.

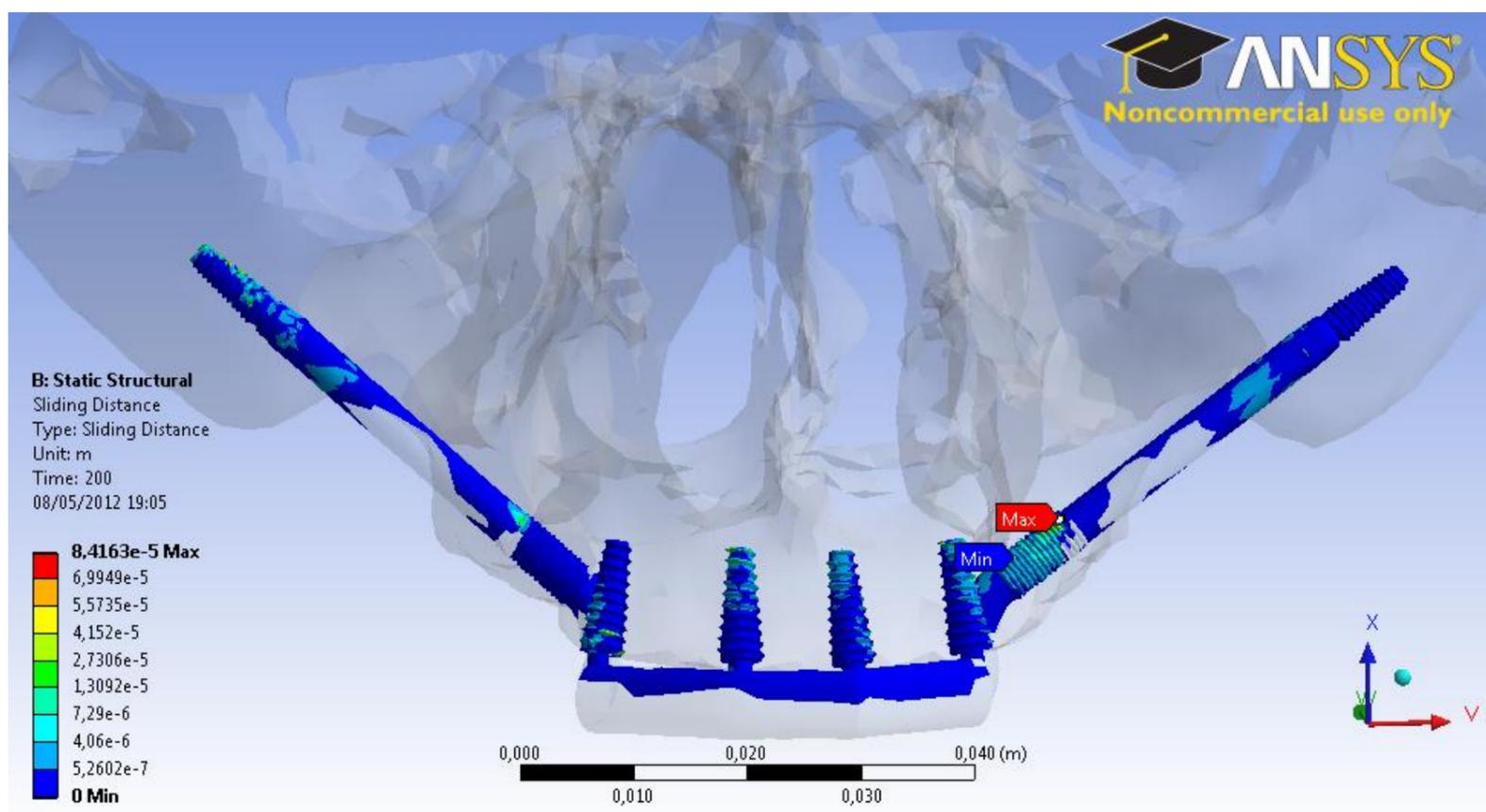
Para crear cavidades en el hueso cortical o el hueso trabecular con la forma del implante el procedimiento es el mismo.

Finalmente se exporta la geometría final en formato Parasolid.

Archivo -> Guardar Como -> Parasolid (*.x_t)

ANEXO B: Modelo Generado por Materialise

Este modelo fue simulado con otras condiciones de Tolerancia y una cantidad mayor de pasos de carga. Se aumentó la tolerancia de la fuerza y el desplazamiento a un 20%, además se configuró el valor mínimo de referencia en 5 [N] y 1×10^{-7} [m]. La carga aplicada, que corresponde a la señalada en el punto 3.3.4 en la Figura 3.25, se dividió en 200 pasos. Los resultados del micromovimiento de este modelo son los siguientes:



Notar que las unidades de micromovimiento se encuentran en metros. $8,4163 \times 10^{-5}$ [m] corresponden a 84,163 [μm]. Valores 6 veces más altos que los obtenidos en las simulaciones mostradas en el punto 5.3.

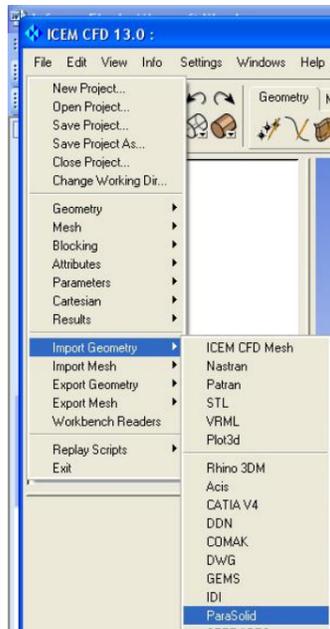
Nuevamente se aprecia que el hilo en el implante genera zonas con valores más altos de distancia de deslizamiento.

ANEXO C: Tutorial ICEM CFD

Se inicia el programa en *ANSYS 13 -> Meshing -> ICEM CFD*.

Se crea un nuevo proyecto *File -> New Project*

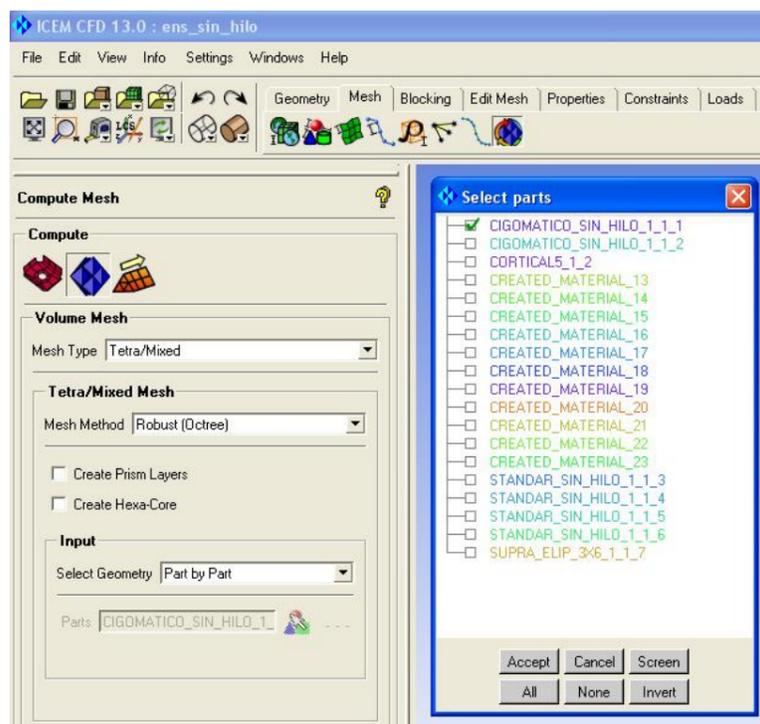
Se importa la geometría *File -> Import Geometry -> ParaSolid*.



Luego en la pestaña *Mesh* -> *Part Mesh Setup* se selecciona el tamaño máximo de elemento, el tamaño mínimo, Ratio y se selecciona *Apply*

Luego se malla cada uno de los componentes por separado

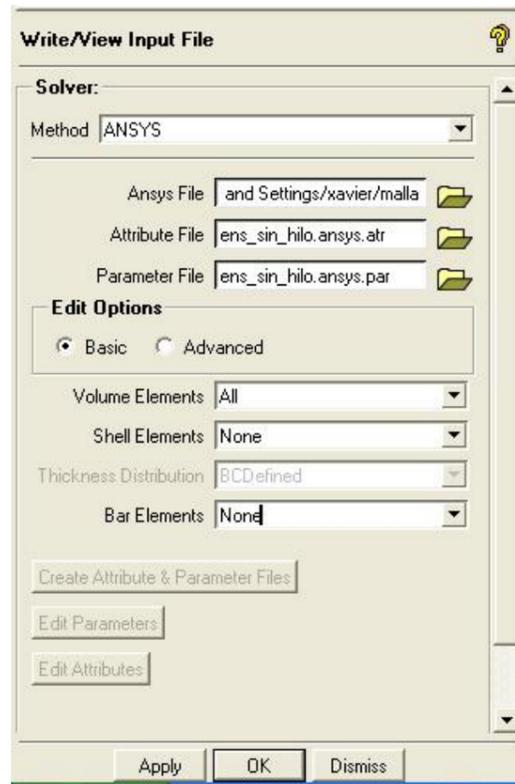
En la pestaña *Mesh* -> *Volume* -> *Mesh Type: Tetra/Mixed* -> *Select Geometry: Part by Part*-> *Compute*.



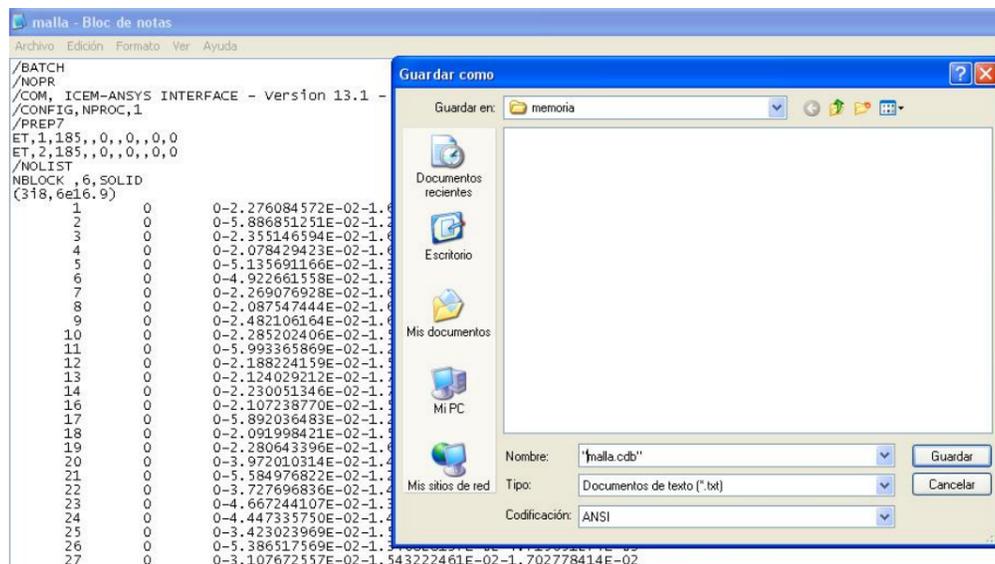
Este procedimiento genera una malla para un solo componente

La malla se exporta *File* -> *Export Mesh* -> *To Ansys*

En Ansys File se selecciona el nombre con el que se guarda la malla, en este caso el nombre del archivo es **malla**.



Esto genera un archivo en formato .in, en este caso **malla.in**, que se abre con el block de notas.

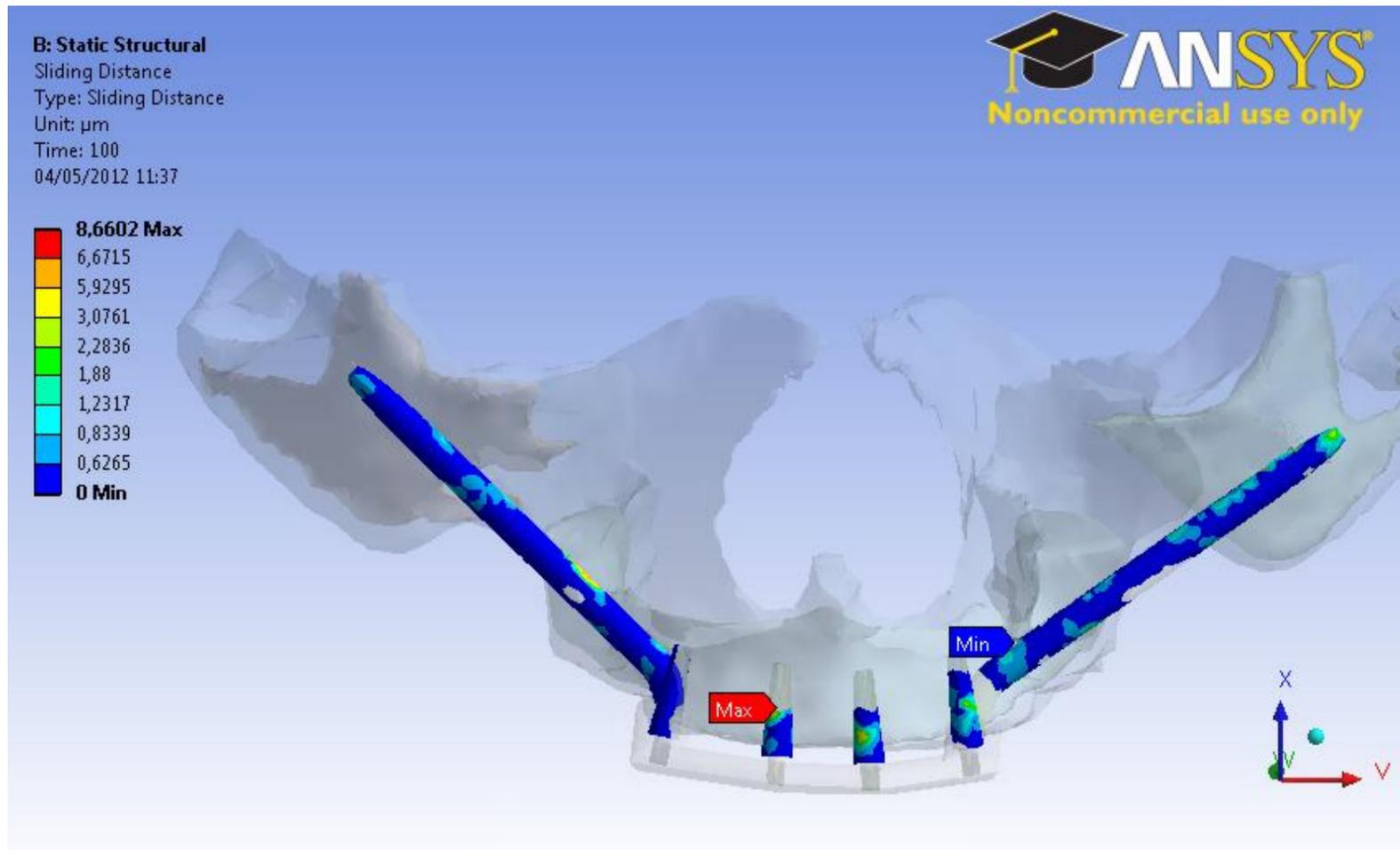


Luego se guarda este mismo archivo en formato .cdb, para esto:

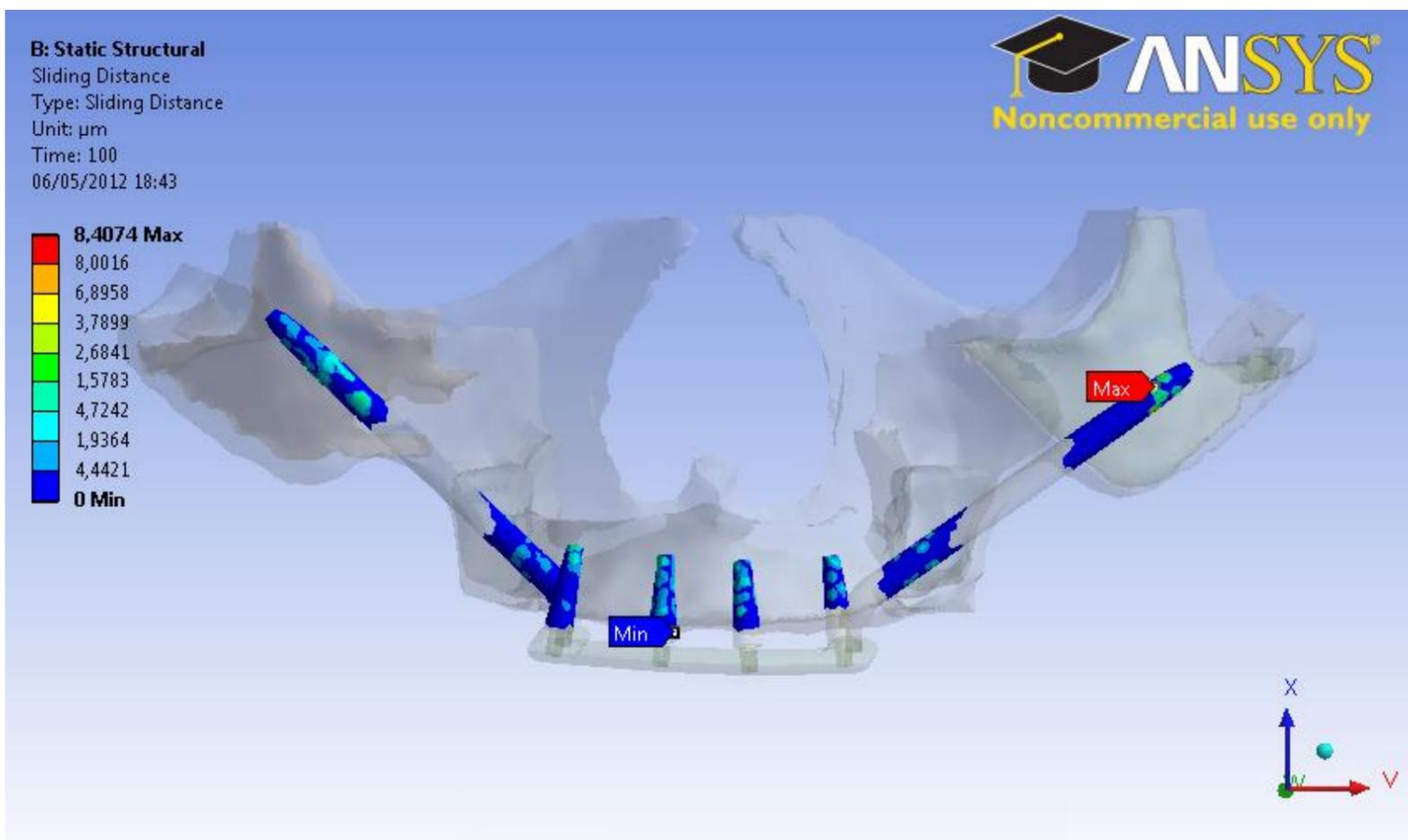
Archivo -> Guardar como -> "malla.cdb", es importante nombrar el archivo entre comillas.

Este procedimiento genera un archivo llamado **malla.cdb**, cuya información es una malla de un solo componente que es importable en ANSYS. Hay que repetir el procedimiento para todos los cuerpos del modelo, cada uno asociado a una malla.

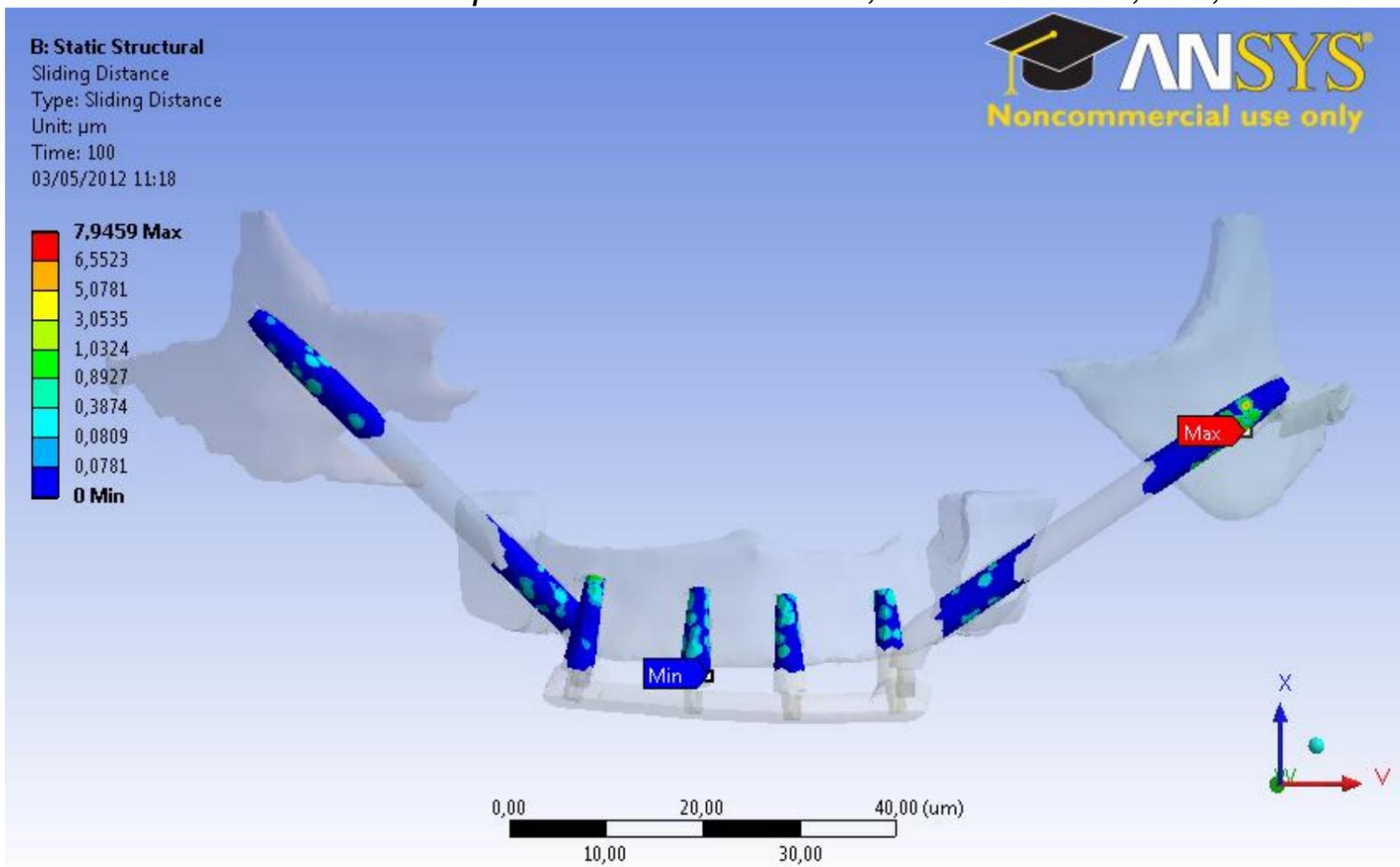
ANEXO D: Resultados de Micromovimiento obtenidos



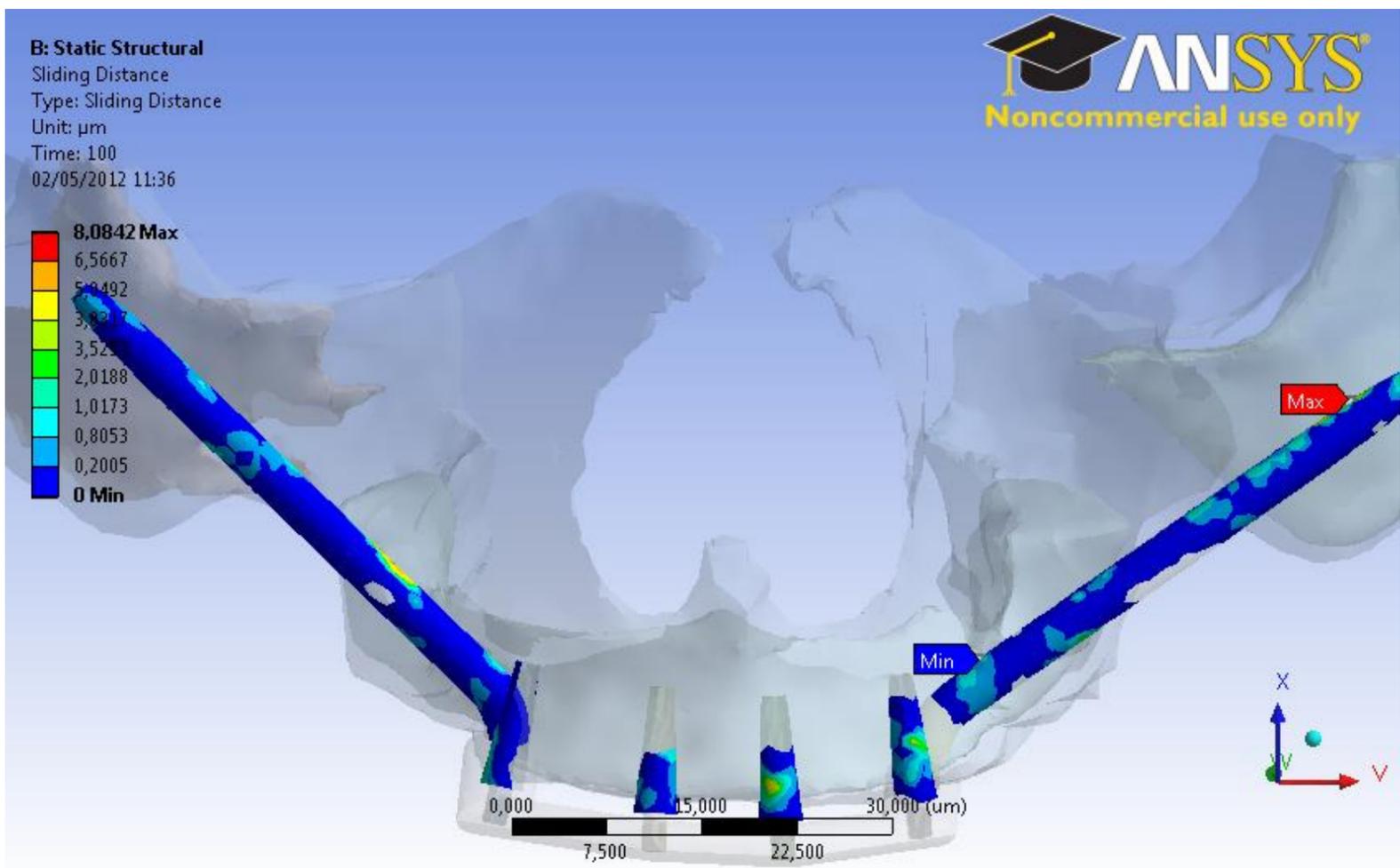
Micromovimiento implante/ hueso cortical, modelo sin hilo, 3x6, Ti



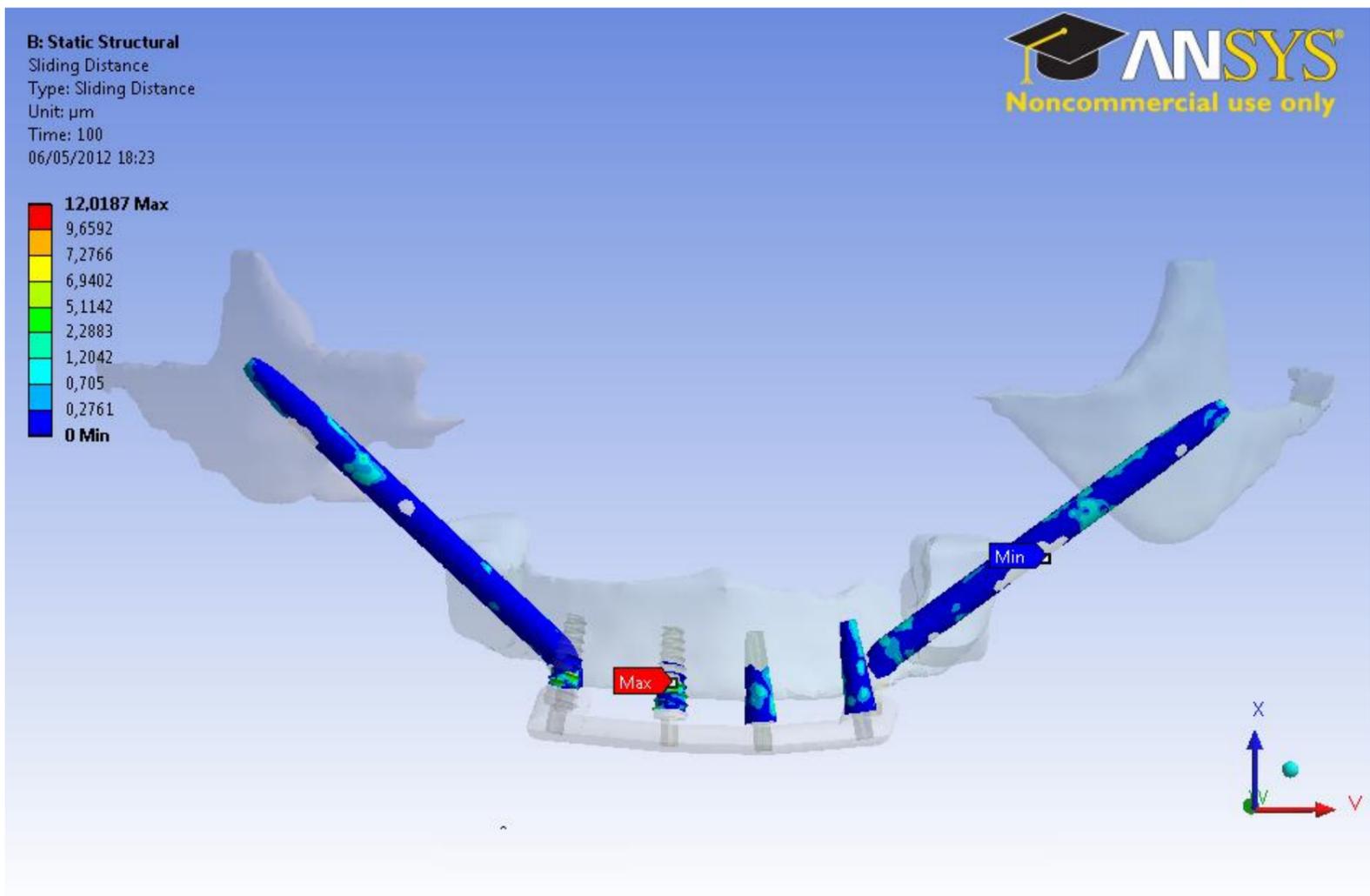
Micromovimiento implante/ hueso trabecular, modelo sin hilo, 3x6, Ti



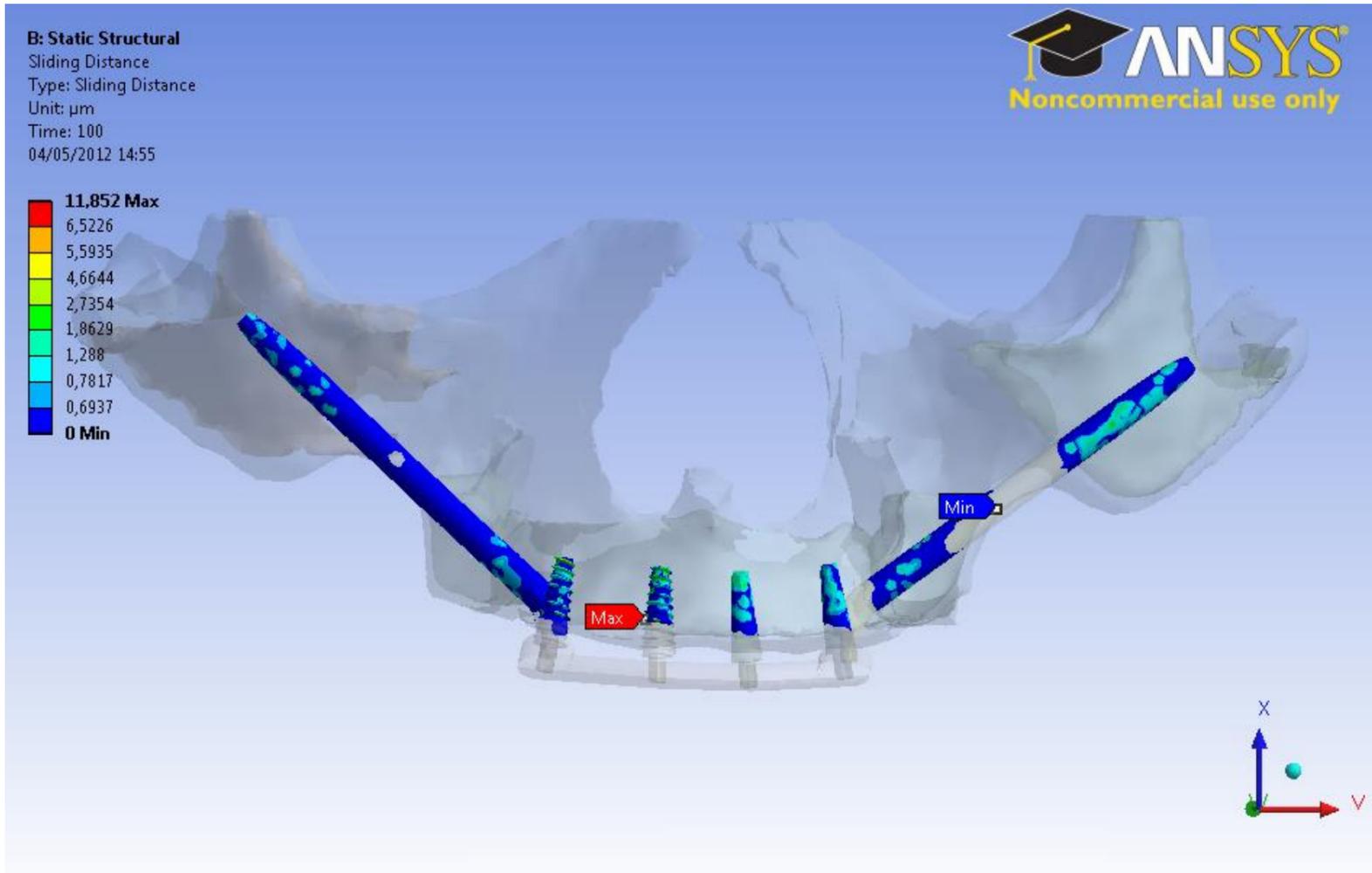
Micromovimiento implante/ hueso trabecular, modelo sin hilo, 3x6, Co



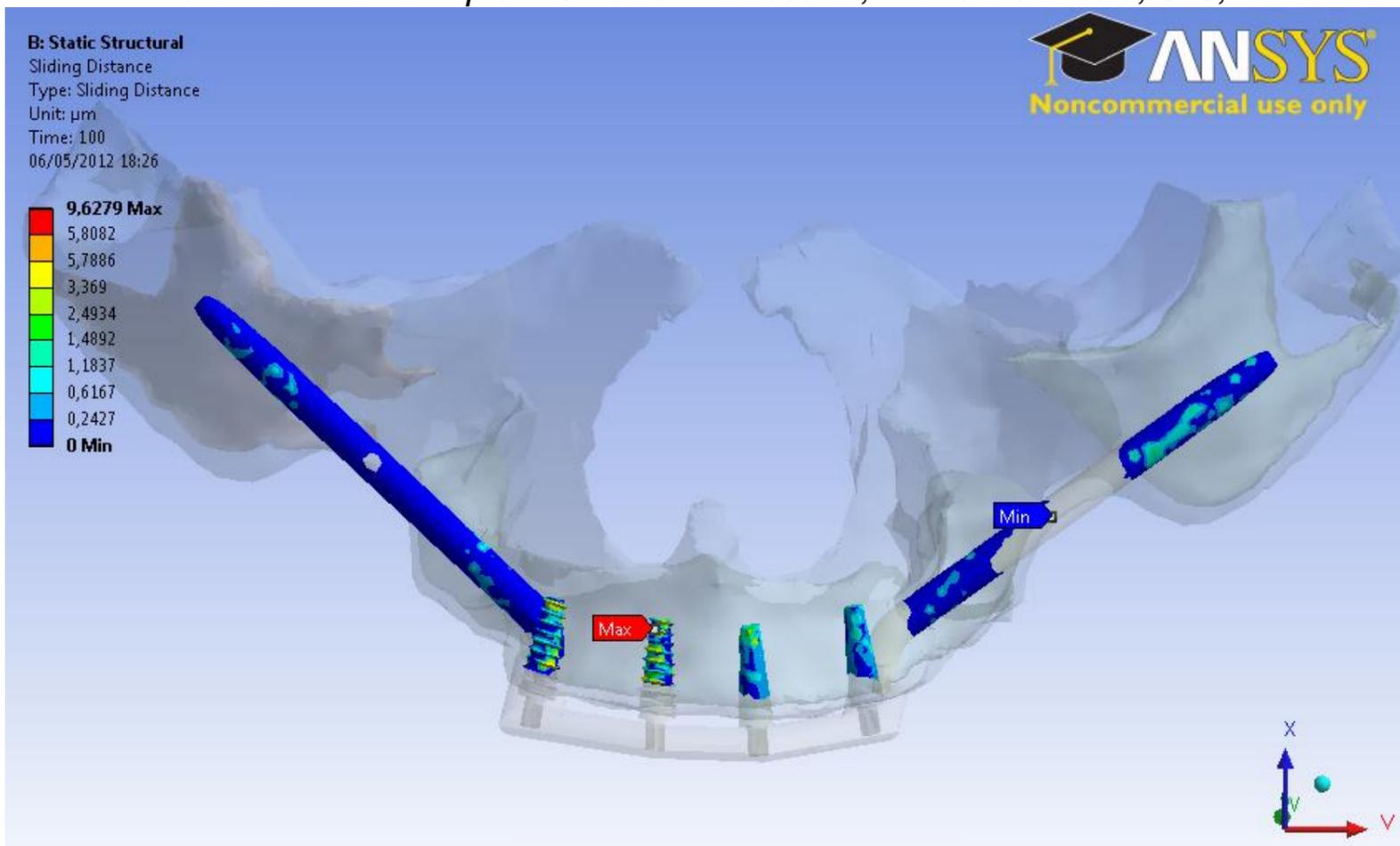
Micromovimiento implante/ hueso cortical, modelo sin hilo, 3x6, Co



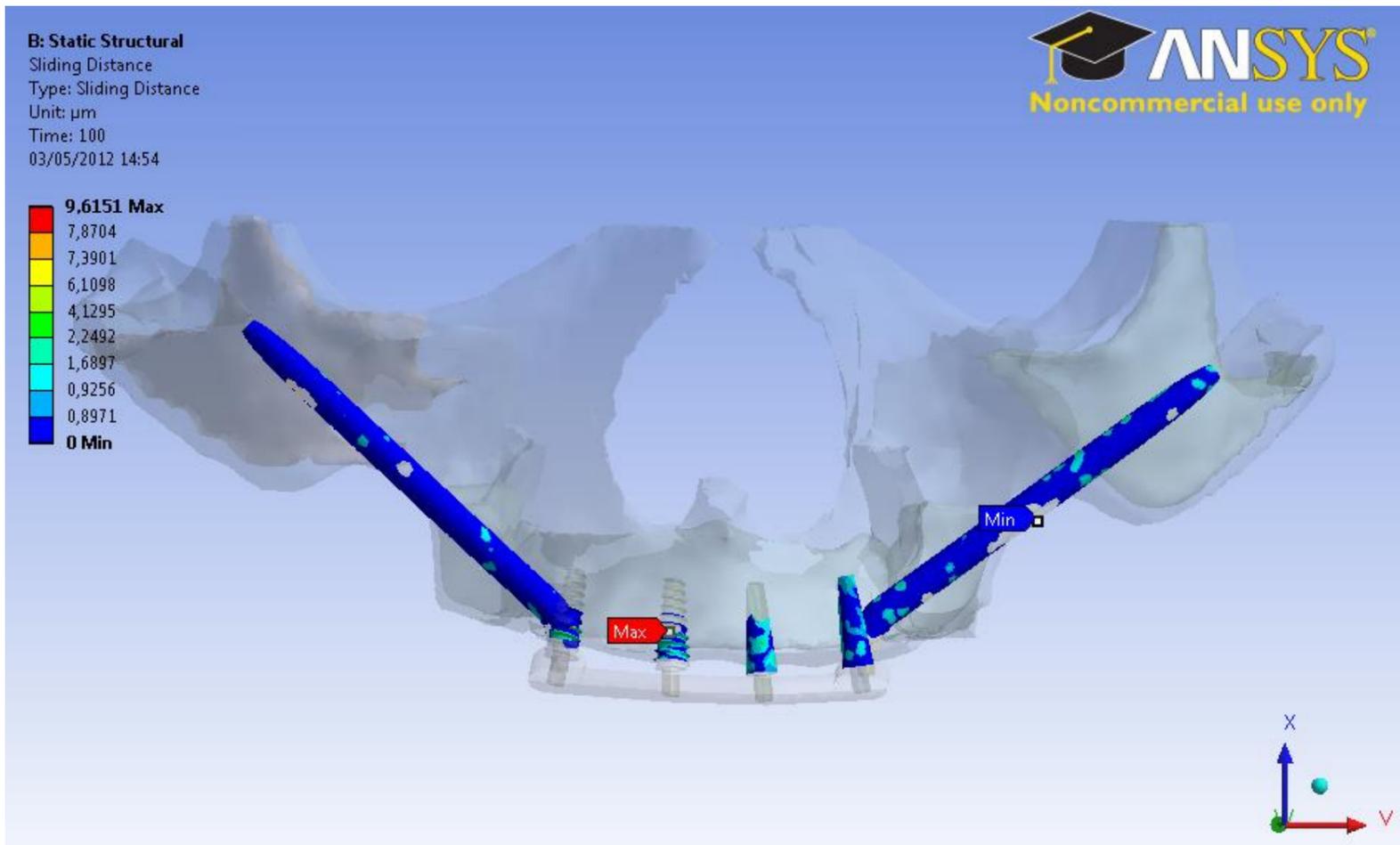
Micromovimiento implante/ hueso cortical, modelo con hilo, 3x6, Ti



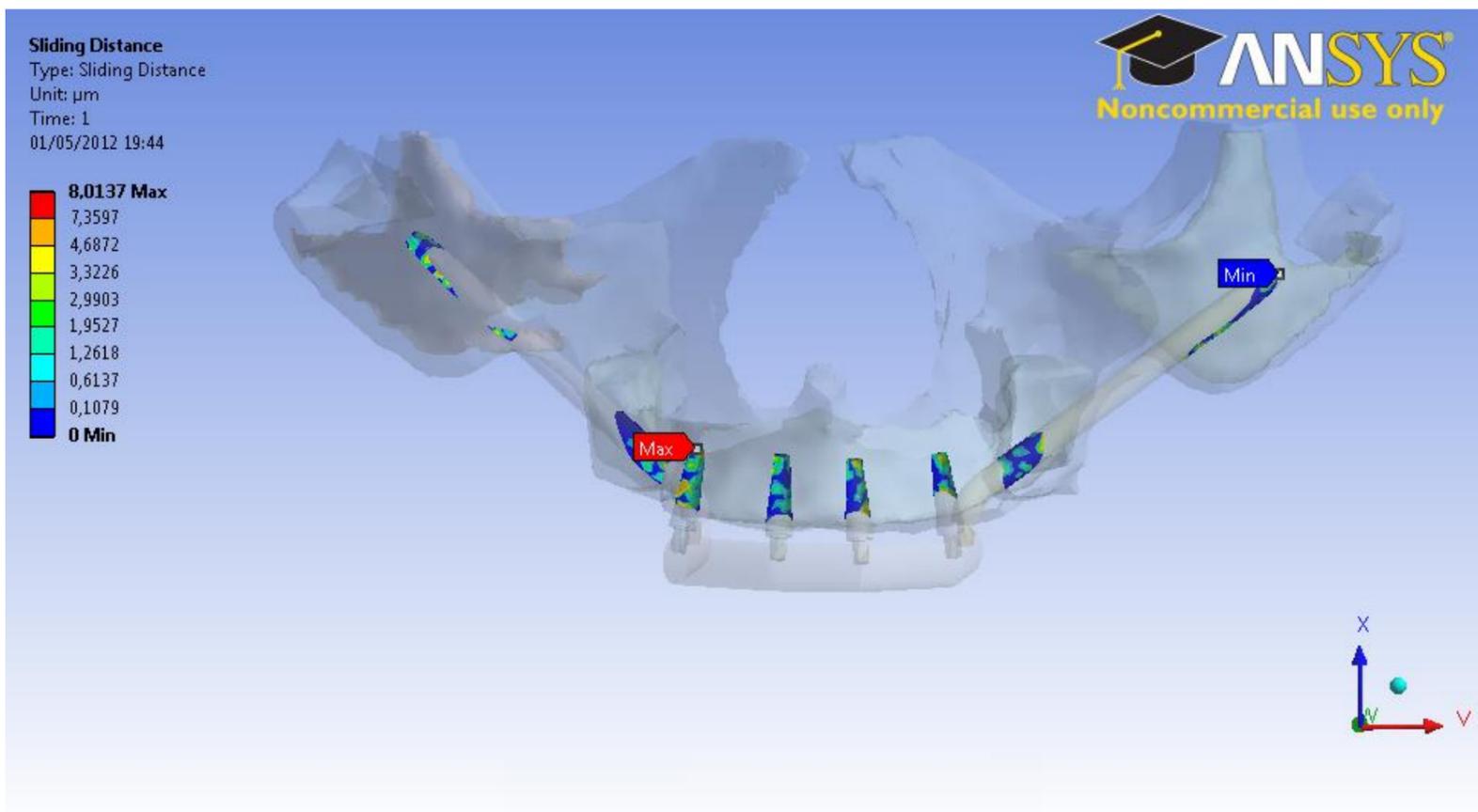
Micromovimiento implante/ hueso trabecular, modelo con hilo, 3x6, Ti



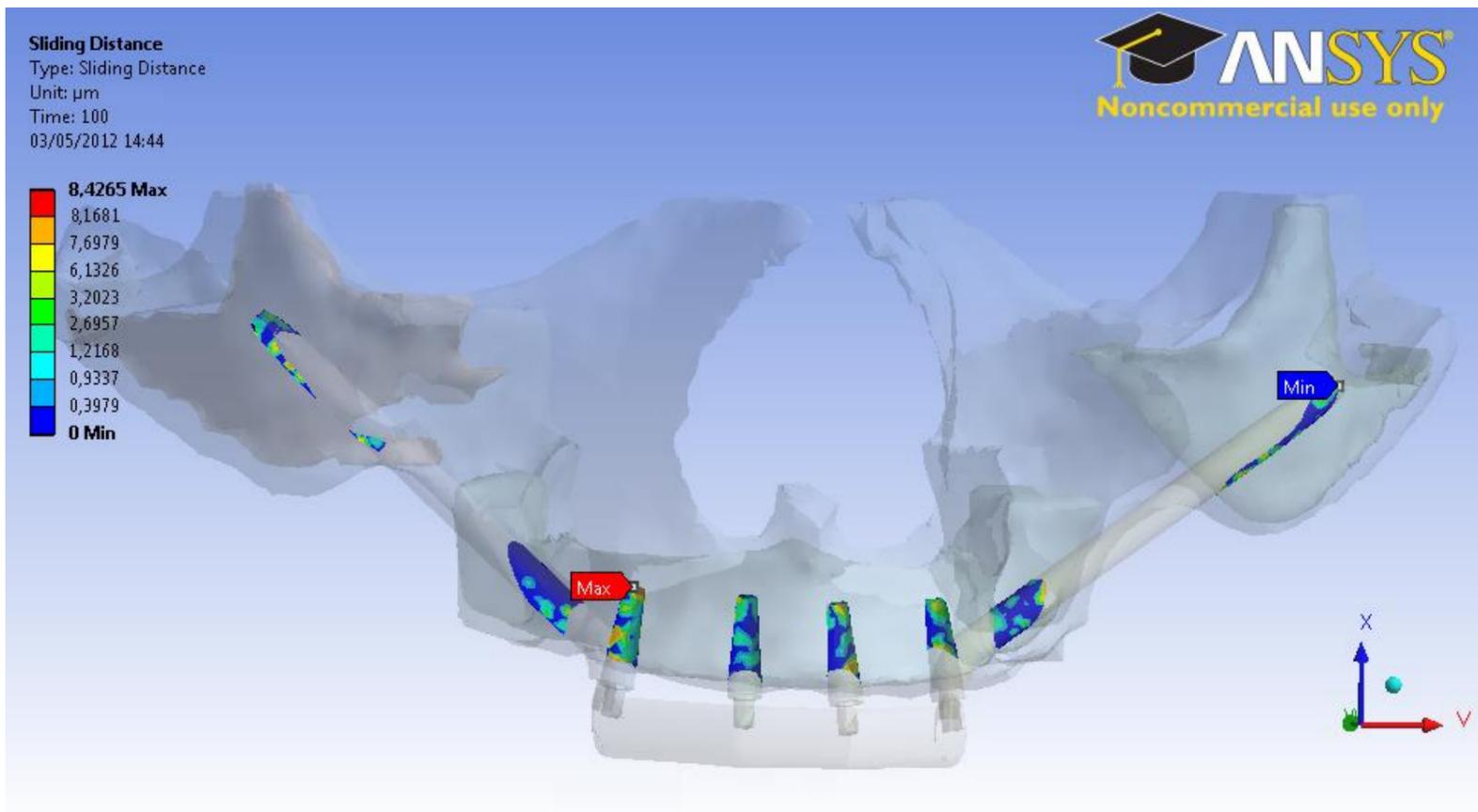
Micromovimiento implante/ hueso trabecular, modelo con hilo, 3x6, Co



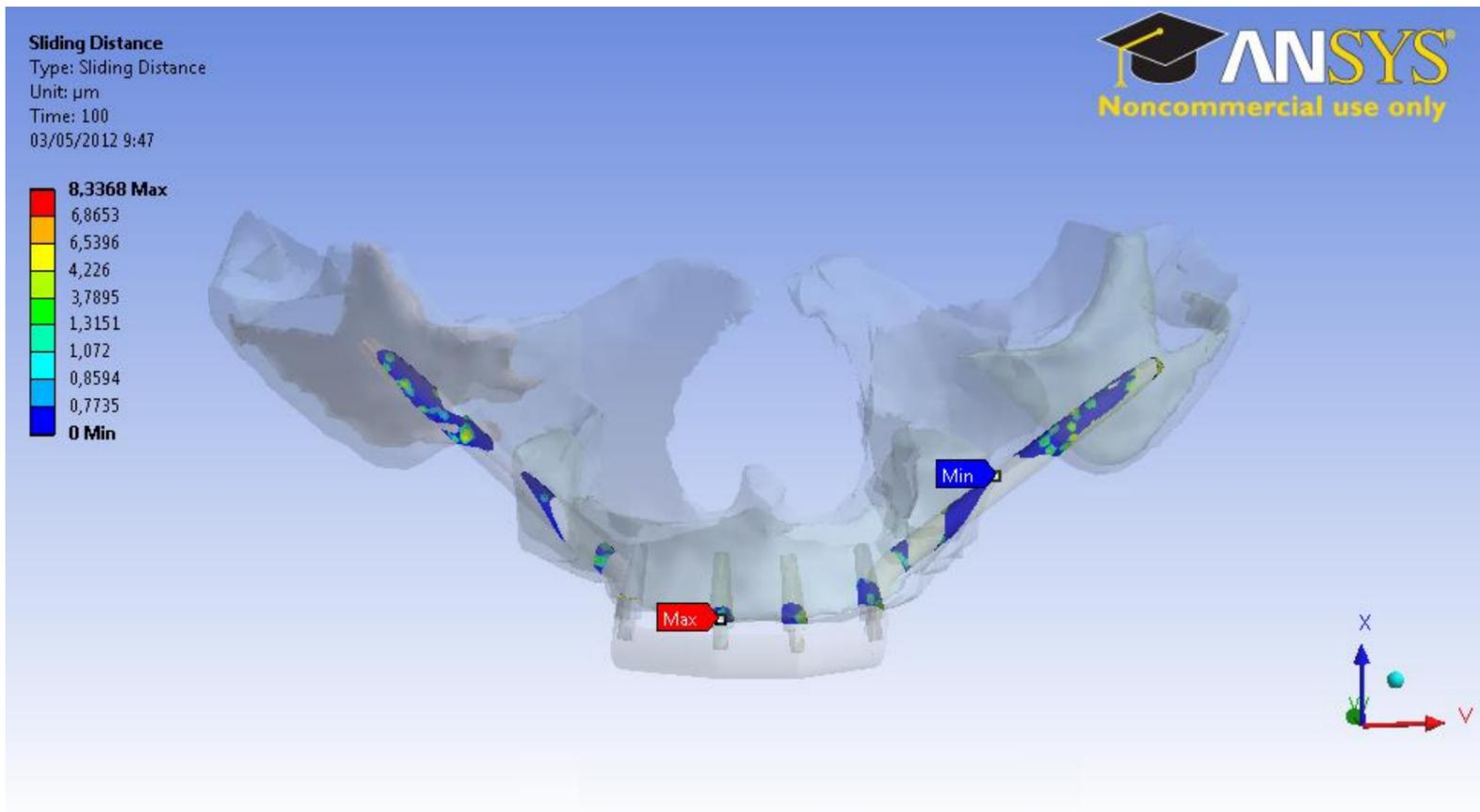
Micromovimiento implante/ hueso cortical, modelo con hilo, 3x6, Co



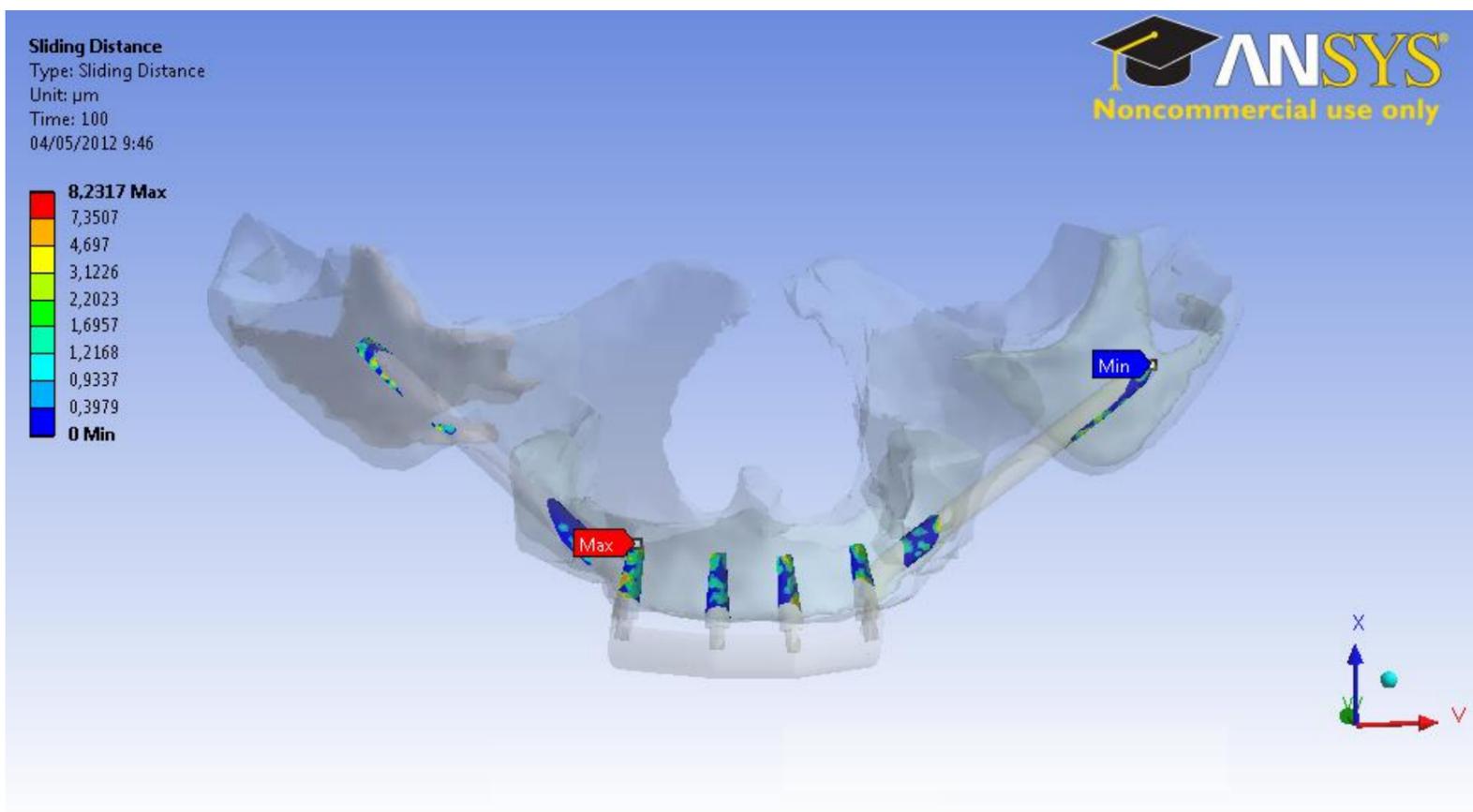
Micromovimiento implante/ hueso trabecular, modelo sin hilo, 6x3, Ti



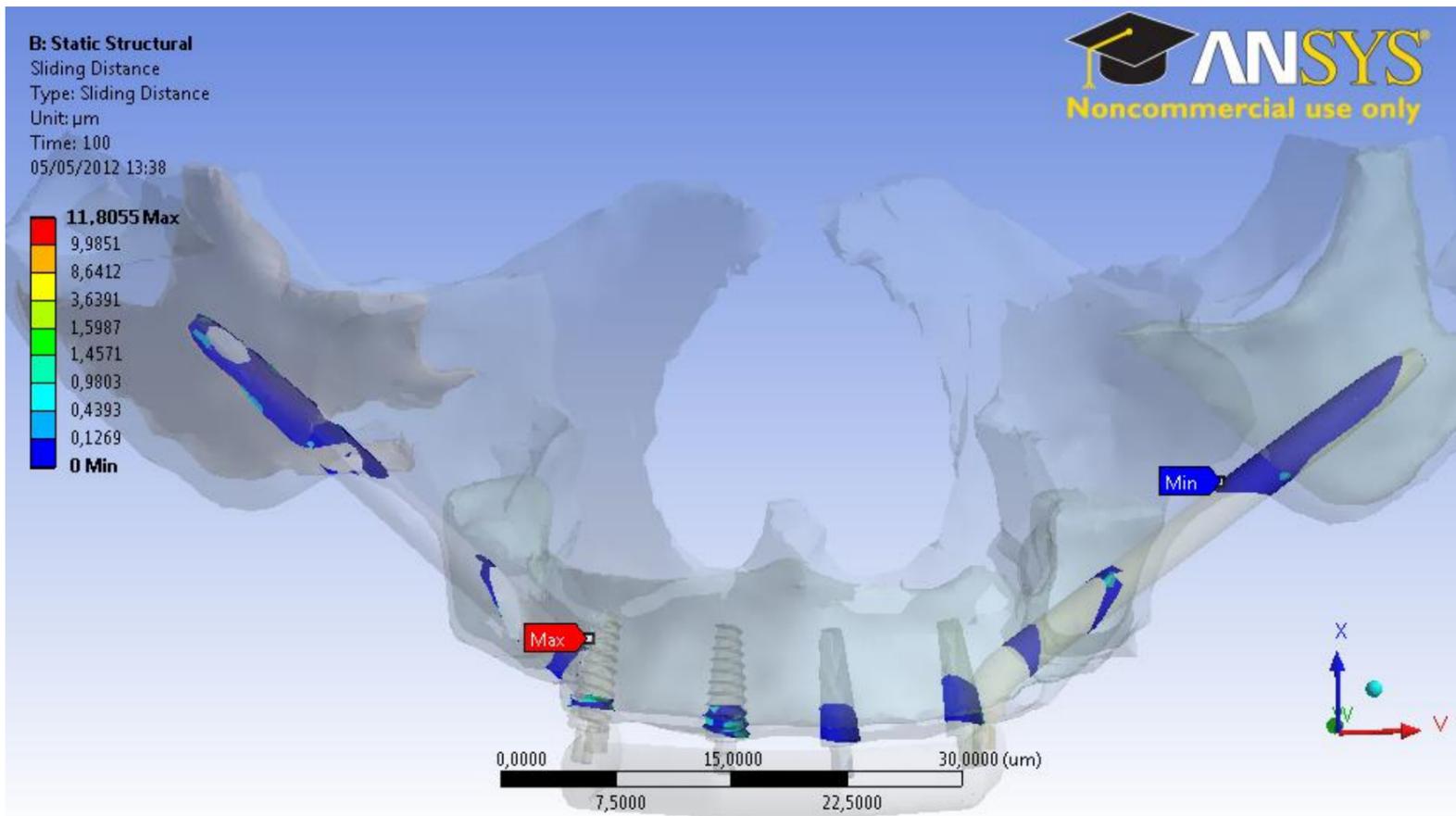
Micromovimiento implante/ hueso trabecular, modelo sin hilo, 6x3, Ti



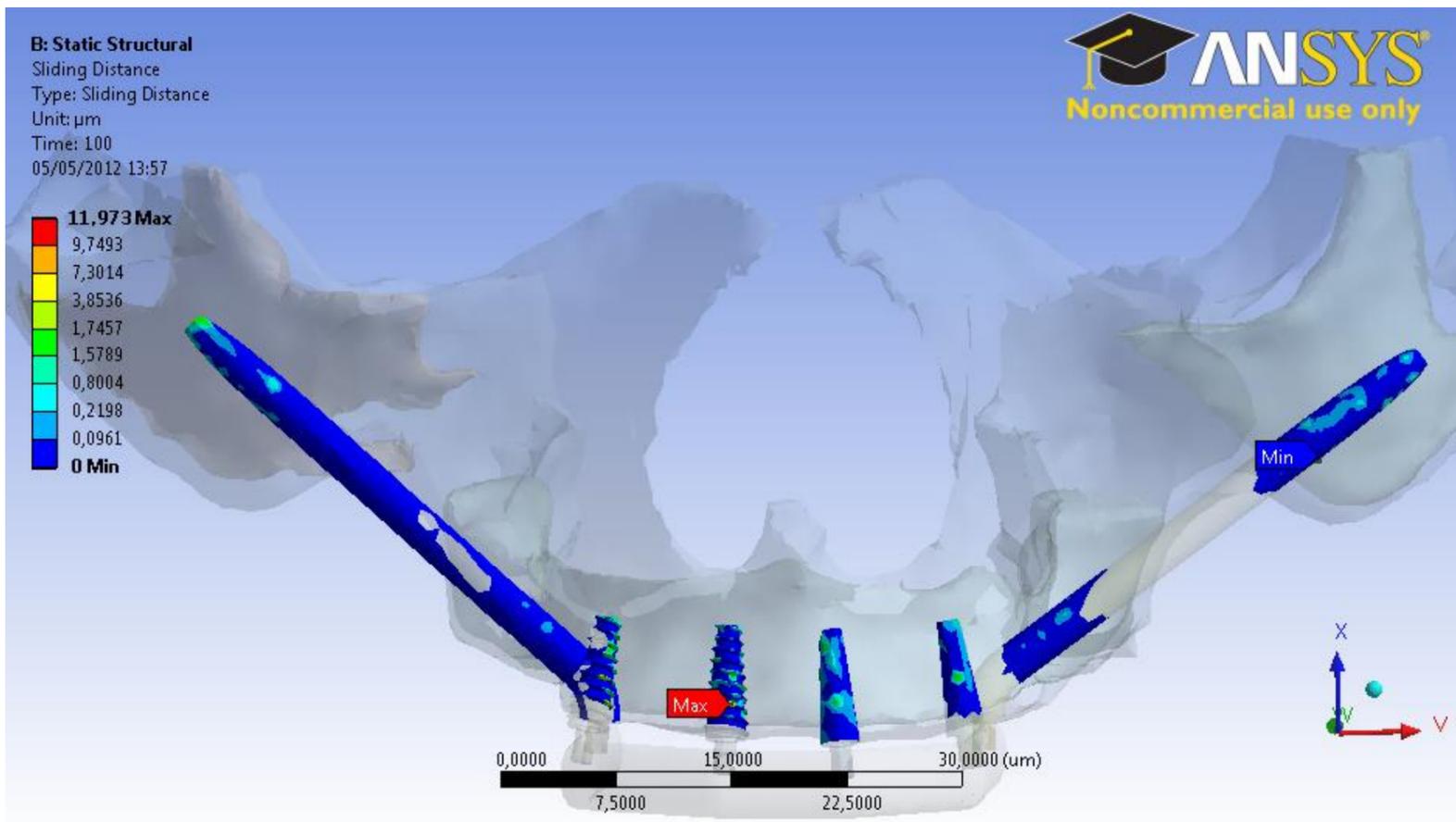
Micromovimiento implante/ hueso cortical, modelo sin hilo, 6x3, Co



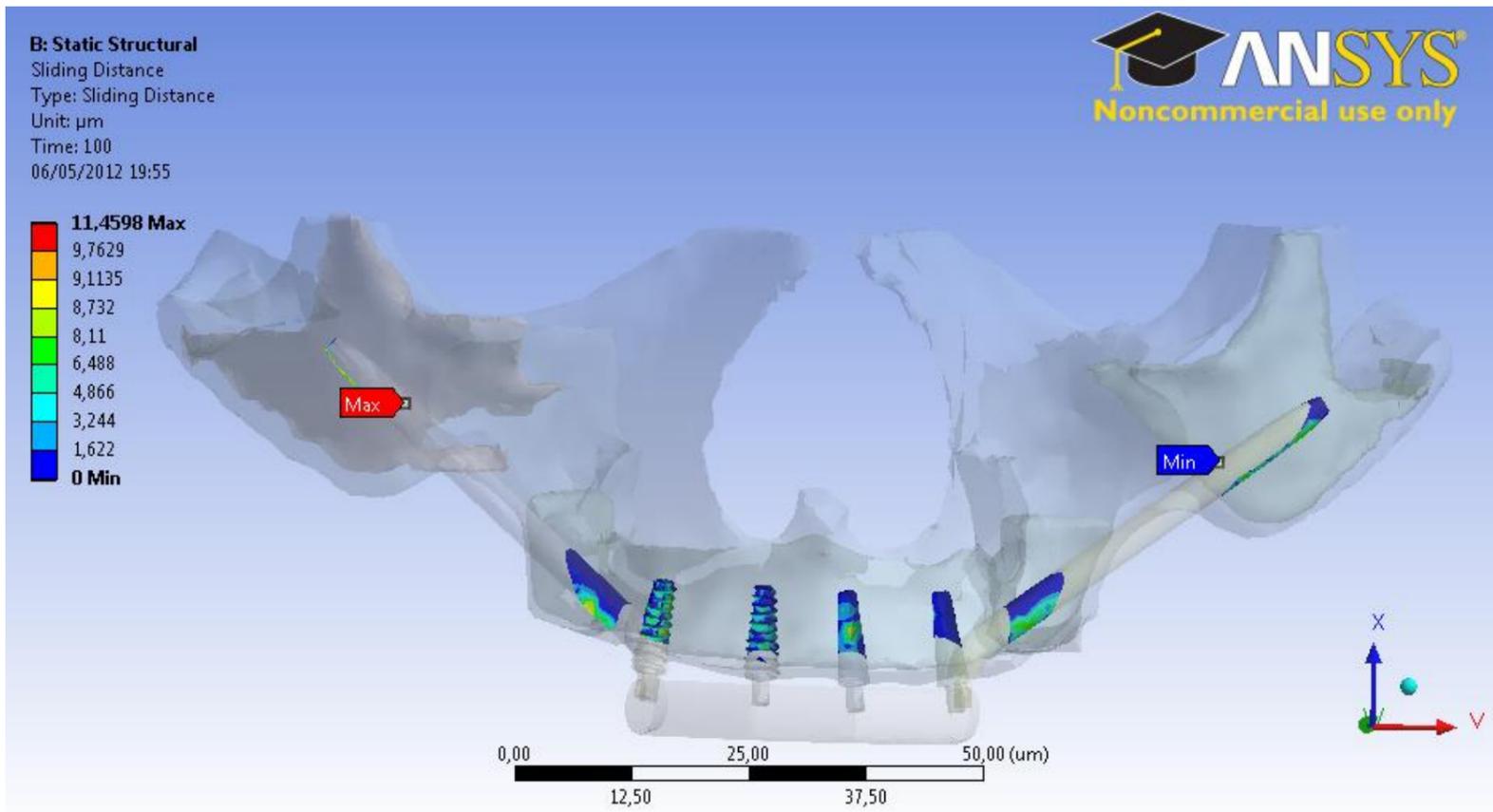
Micromovimiento implante/ hueso trabecular, modelo sin hilo, 6x3, Co



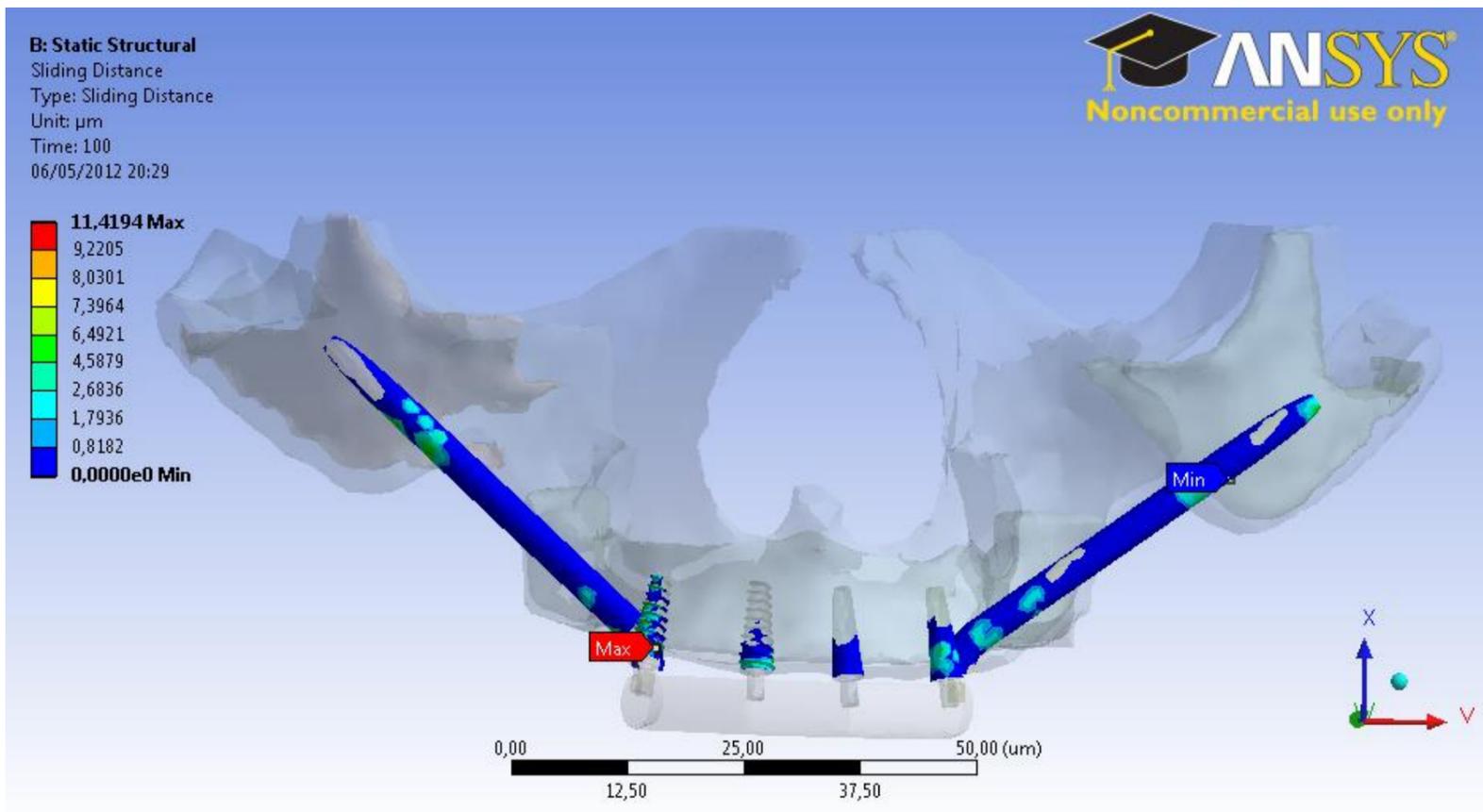
Micromovimiento implante/ hueso cortical, modelo con hilo, 6x3, Ti



Micromovimiento implante/ hueso trabecular, modelo con hilo, 6x3, Ti



Micromovimiento implante/ hueso trabecular, modelo con hilo, 6x3, Co



Micromovimiento implante/ hueso cortical, modelo con hilo, 6x3, Co