



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

ANÁLISIS NUMÉRICO DEL MICROMOVIMIENTO EN IMPLANTES DENTALES SOMETIDOS A CARGA INMEDIATA

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVÍL MECÁNICO

FELIPE ANDRÉS MORONI ORELLANA

PROFESOR GUÍA:
ROGER BUSTAMANTE PLAZA

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

SANTIAGO DE CHILE
2013

RESUMEN DE LA MEMORIA PARA OPTAR
AL TÍTULO DE: Ingeniero Civil Mecánico
POR: Felipe Andrés Moroni Orellana
FECHA: 22/05/2013
PROFESOR GUÍA: Sr. Roger Bustamante Plaza

ANÁLISIS NUMÉRICO DEL MICROMOVIMIENTO EN IMPLANTES DENTALES SOMETIDOS A CARGA INMEDIATA

Bajo el marco de estudio que integra a la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile y la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile, se busca estudiar situaciones clínicas que difícilmente pueden ser medidas experimentalmente, específicamente el comportamiento de implantes dentales inmediatamente cargados en pacientes desdentados totales con gran atrofia del maxilar superior. Los resultados presentan avances para validar de manera exhaustiva un tipo de intervención con muchas variantes en aplicación.

La principal variable estudiada son los micromovimientos o desplazamientos relativos entre hueso e implante, que están directamente relacionados con el éxito o fracaso del tratamiento en cuestión. Mediante el análisis de elementos finitos se puede modelar de manera aproximada fenómenos que ocurren en la realidad, simular nuevos casos y extrapolar ciertos resultados a situaciones clínicas.

En la actualidad se están reportando intervenciones a pacientes en las que se utiliza una estructura de acrílico en vez de metal, esto es una variación de lo visto en estudios anteriores. Siguiendo con la línea de investigación se aprovecha este caso para lograr aplicar mejoras y avances al modelo que no se habían podido presentar aún.

El desarrollo de este trabajo consta de 2 estudios principales. En un principio se utiliza un modelo tridimensional de un maxilar superior, se realiza un conjunto o sistema con un modelo de implante dental, luego se obtiene un modelo mallado del ensamble completo lo que permite desarrollar la investigación del caso por medio de elementos finitos. Para este caso se utiliza la mitad de un modelo aplicando condición de simetría debido a las limitaciones de proceso y memoria de los recursos computacionales con que se cuenta. Además, se trató el caso particular de implantes con precarga mediante un método aproximado y un modelo simple de un implante.

Los resultados para los modelos principales son de forma parcial debido a diversas dificultades encontradas en la resolución de las simulaciones. De todas formas se exponen resultados de simulaciones simplificadas que entregan interesantes datos y observaciones. Se presentan además resultados para el caso de precarga modelado con un método aproximado y otras situaciones estudiadas mediante modelos simples.

Agradecimientos

Quisiera agradecer y dedicar este trabajo a mis padres, quienes incondicionalmente me ha apoyado, por sus consejos, sus valores, su ejemplo y su amor.

A mi Andrea, el amor de mi vida, que me alegra el día a día, por contenerme en momentos difíciles, por ayudarme en mis decisiones, por su amor y el poder compartir mi vida con ella.

A mis hermanos Constanza y Eduardo, a toda mi familia, a María Elena, a Adriana y a todos mis amigos quienes de manera directa o indirecta participaron en este trabajo.

A mis profesores de comisión Roger Bustamante, Julio Tobar y Juan Carlos Carvajal, por sus apreciados y relevantes aportes, críticas, comentarios y sugerencias durante el desarrollo de esta investigación.

A Raquel, Maricarmen, María Eugenia, Patricia, Carol, Jessica y Pedro por su buena voluntad y disposición.

Finalmente quisiera agradecer a la Escuela de Graduados de la Facultad de Odontología por dar origen a esta investigación.

Tabla de Contenido:

1. Introducción	1
1.1. Motivación	1
1.2. Objetivos y Alcances.....	2
1.2.1. Objetivo General	2
1.2.2. Objetivos Específicos.....	2
1.2.3. Alcances	2
2. Antecedentes	4
2.1. Estructura Ósea	4
2.1.1. Propiedades Mecánicas	4
2.1.2. Estructura a Analizar.....	6
2.2. Masticación - Cargas.....	7
2.3. Tomografía Axial Computarizada (TAC).....	7
2.4. Protocolo de Carga Inmediata.....	8
2.5. Conjunto Supraestructura - Implantes.....	10
2.5.1. Implantes	10
2.5.2. Supraestructura.....	11
2.5.3. Propiedades mecánicas.....	12
2.6. Método aproximado para precarga en el implante.....	12
2.7. Micromovimiento.....	14
2.8. Método de Elementos Finitos.....	15
2.8.1. Zonas de Contacto.....	16
3. Recursos	17
4. Desarrollo de Modelación General	18
4.1. Generación y diseño de Geometrías.....	19
4.1.1. Generación de Hueso	19
4.1.2. Creación de Cavidades Trabeculares	21
4.1.3. Generación de Implantes.....	21
4.1.4. Posicionamiento de Implantes.....	22
4.1.5. Estructuras de Unión	24
4.1.6. Ensamblaje Estructura - Implantes.....	26
4.1.7. Creación de Cavidades Implante.....	28
4.1.8. Modelos Geométricos Generados	28
4.2. Mallado del modelo.....	30
4.2.1. ICEM CFD	31
4.2.2. Heterogeneidad y Asignación Ortotrópica.....	32
4.3. Pre-proceso en ANSYS.....	34
4.3.1. Importación en ANSYS	34
4.3.2. Zonas de contacto.....	35
4.3.3. Restricciones al movimiento:.....	37
4.3.4. Cargas aplicadas.....	38
4.3.5. Configuración Solver	39
4.3.6. Configuración de Variables de Salida.....	40
5. Resultados	43
5.1. Modelo con estructura 6x3 de aleación de titanio.....	43
5.1.1. Casos al variar coeficiente de fricción	44

5.1.2.	Casos al aplicar diferentes tipos de carga.....	48
5.1.3.	Casos al aplicar precarga.....	49
5.1.4.	Estado de zonas de contacto.....	50
5.2.	Modelos con Fases Cortical y Trabecular Diferenciadas.....	51
6.	Desarrollo de Modelación para Estudio de Precarga.....	53
6.1.	Pre-proceso en ANSYS.....	53
6.1.1.	Importación en ANSYS.....	54
6.1.2.	Zonas de contacto.....	55
6.1.3.	Restricciones al movimiento y carga aplicada.....	55
6.1.4.	Mallado del Modelo.....	55
6.2.	Resultados.....	56
6.2.1.	Micromovimientos.....	57
6.2.1.	Penetración.....	57
6.2.2.	Esfuerzo Equivalente (Von-Mises).....	57
6.2.3.	Desplazamiento Total.....	58
7.	Discusión y Análisis de Resultados.....	60
7.1.	Discusión.....	60
7.2.	Análisis de resultados.....	62
7.2.1.	Modelo con estructura 6x3 de aleación de titanio.....	62
7.2.2.	Modelos con Fases Cortical y Trabecular Diferenciadas.....	72
7.2.3.	Método aproximado para precarga.....	73
8.	Conclusiones.....	77
9.	Bibliografía.....	79
10.	ANEXOS.....	81
	Anexo A: Formato .CDB.....	81
	Anexo B: Mallados de Modelos con fases cortical y trabecular diferenciados.....	84
	Anexo C: Tutorial ICEM CFD.....	88
	Anexo D: Superficies Problemáticas.....	90
	Anexo E: Casos con penetración de punta de implante en cortical.....	91

1. Introducción

A partir de los años 60 del siglo pasado gracias a investigaciones en todo el mundo se han logrado avances importantes en la Odontología. Dentro de los principales procedimientos y terapias, una de las intervenciones con mayores avances ha sido la de implantes dentales.

Se han evidenciado grandes mejoras en los protocolos de implantes durante las últimas décadas. En la década de los 80 y 90 la implantología se masificó por todo el mundo y los protocolos se basaban en el concepto de "Oseointegración" que es la conexión íntima, directa, funcional y mantenida en el tiempo, entre el hueso y un implante sometido o no a carga [1]. La oseointegración se lograba a cabalidad al pasar por un período posterior a la intervención con ausencia de cargas asociadas a la masticación.

Hoy en día las mejoras se ven reflejadas principalmente con la aparición de nuevos y mejorados protocolos de carga inmediata que permiten someter a estos implantes, recién puestos, a carga funcional de manera inmediata posterior a la cirugía, sin necesidad de esperar los tiempos sugeridos por los protocolos clásicos.

El estado del arte en la práctica, indica que aún no se tiene un criterio definido que asegure el éxito de la colocación del implante, sin embargo existen algunos parámetros que se relacionan con la estabilidad del implante. Uno de estos parámetros es el micromovimiento, el cual consiste en movimiento relativo entre el implante y el hueso que lo rodea [2]. Este parámetro es materia de intenso estudio en la actualidad con el objetivo de garantizar una mayor tasa de éxito para las nuevas técnicas en implantología.

1.1. Motivación

Los protocolos a utilizar para implantes dentales sometidos a carga inmediata están actualmente en investigación en el área Odontológica a nivel mundial [5], utilizándose principalmente el análisis de Elementos Finitos para apoyar estas investigaciones [6],[7]. Recientemente se han estudiado distintas aplicaciones específicas para casos en los cuales los pacientes son desdentados totales, considerando implantes unidos por estructuras metálicas [3],[4].

Siguiendo con este curso investigativo, es necesario estudiar el efecto del diseño de las estructuras utilizadas en conjunto con múltiples implantes y la relación de los factores involucrados con el micromovimiento, logrando así avanzar en los resultados que acompañen y validen los trabajos fundamentales realizados en Odontología.

1.2. Objetivos y Alcances

1.2.1. Objetivo General

Contribuir al avance médico en el área de la implantología oral, en pacientes desdentados totales con gran atrofia del maxilar superior, analizando este caso específicamente mediante un plan de tratamiento basado en 2 implantes zigomáticos en el sector posterior y 4 implantes estándar en el sector anterior, cargados de manera inmediata. Para ello se usa un modelo 3D en el software ANSYS aplicando el método de Elementos Finitos, para determinar el micromovimiento en los implantes en función de factores que pueden ser relevantes en los resultados finales.

1.2.2. Objetivos Específicos

- Integrar características de heterogeneidad y propiedades mecánicas ortotrópicas al modelo de simulación de manera de conseguir mayor grado de acercamiento a la realidad del sistema.
- Realizar análisis de elementos finitos de un modelo considerando implantes con hilo.
- Analizar el micromovimiento en los implantes.
- Obtener el promedio de micromovimientos para el total del sistema.
- Analizar el comportamiento de los micromovimientos al aplicar una precarga al implante de manera de generar un esfuerzo residual, implementado en un modelo simple del sub-sistema implante-hueso de tipo ortoedro.

1.2.3. Alcances

Se considera la estructura ósea de un paciente en particular, con el consiguiente efecto que tiene la forma única del maxilar superior del paciente.

Se utilizan estructuras metálicas de titanio y de cobalto-cromo de secciones elípticas de 6 [mm] x 3 [mm] y 3 [mm] x 6 [mm], como también una estructura de acrílico de sección de tipo protésica con dimensiones aproximadas de 20 [mm] x 10 [mm], todas directamente ancladas a los implantes de titanio.

La geometría se simplifica en base a las capacidades de los recursos computacionales y se trabaja sobre un modelo de mitad del cuerpo utilizando simetría.

Se considera el hueso heterogéneo con respecto a la densidad ósea, es decir, el material varía sus propiedades de acuerdo a la escala de grises o escala de Hounsfield. Las propiedades mecánicas son de tipo ortotrópicas. Modelos realizados en conjunto con la empresa “Materialise” gracias a la gestión de la Facultad de Odontología.

Se realiza la simulación computacional del fenómeno de micromovimiento utilizando el software comercial ANSYS, relacionando directamente el parámetro “Sliding Distance” con el valor del micromovimiento. Se obtienen variables de salida para micromovimientos, desplazamiento total y esfuerzos de Von-Mises.

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

Para los modelos simplificados, cada fase del hueso (trabecular y cortical) se modelaron 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 en cada fase por separado, la heterogeneidad que se utiliza es entonces la que se genera al utilizar las dos fases presentes en el sistema implante.

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.

Se distinguen 2 fases en la estructura ósea: la primera es el hueso cortical que es más rígido que la segunda fase. Es capaz de soportar esfuerzos mucho mayores antes de fracturarse, pero tolera bajos niveles de deformación, según la literatura, esto involucra un límite elástico que corresponde a valores entre 120 y 160 MPa. Se ha observado que el tejido cortical se fractura al aplicar 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.

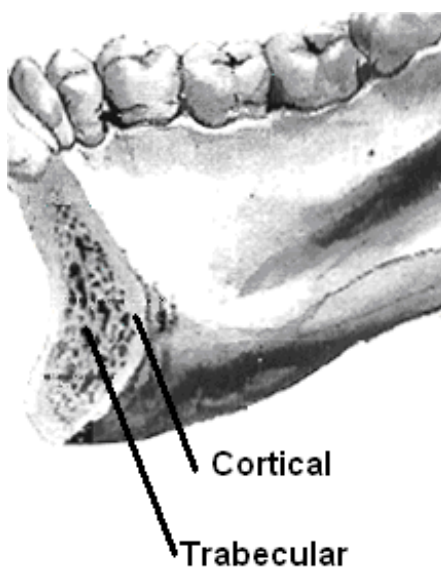


Figura 2.1: Estructura interna del hueso.

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 de las cargas 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 es relativamente isotrópico, sin embargo, es posible encontrar algunas regiones donde el comportamiento es fuertemente anisotrópico, debido a la reordenación aleatoria 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 figura se puede ver claramente la matriz de hueso orientada principalmente en ciertas direcciones.

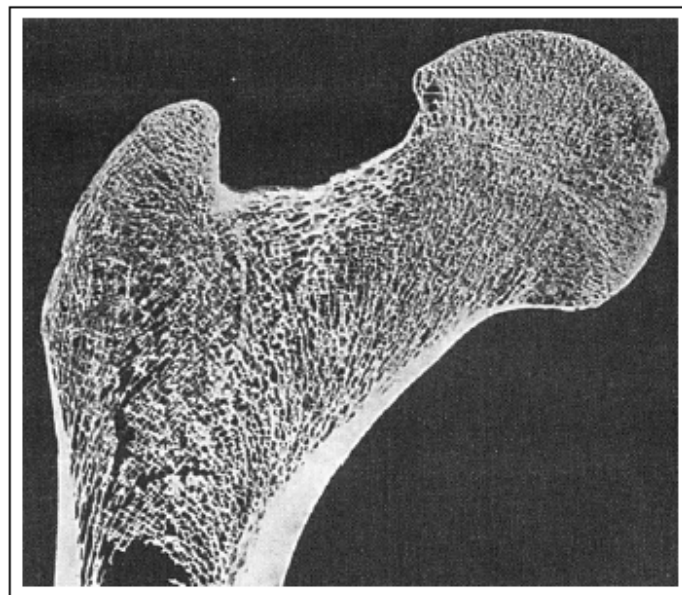


Figura 2.2: Fémur humano observado en microscopio).

Como se mencionó anteriormente, estas fases tienen distintas propiedades mecánicas. Castaño MC [8] 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

	Módulo de Elasticidad X [GPa]	Módulo de Elasticidad Y [GPa]	Módulo de Elasticidad Z [GPa]
Hueso Cortical	22,9	14,2	10,5
Hueso Trabecular	0,96	0,39	0,32
	Coefficiente de Poisson XY	Coefficiente de Poisson YZ	Coefficiente de Poisson ZX
Hueso Cortical	0,19	0,31	0,29
Hueso Trabecular	0,3	0,3	0,3
	Módulo de Corte XY [GPa]	Módulo de Corte YZ [GPa]	Módulo de Corte ZX [GPa]
Hueso Cortical	6	3,7	4,8
Hueso Trabecular	0,19	0,13	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.

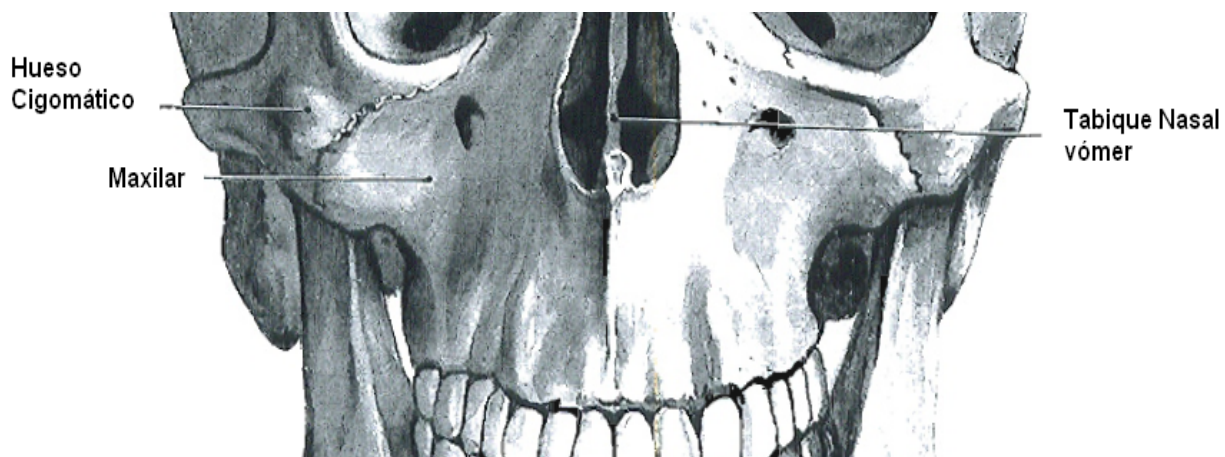


Figura 2.3: Estructura biológica a analizar.

2.2. Masticación - Cargas

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 piezas dentales. 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 [9] 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 Godfrey 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.

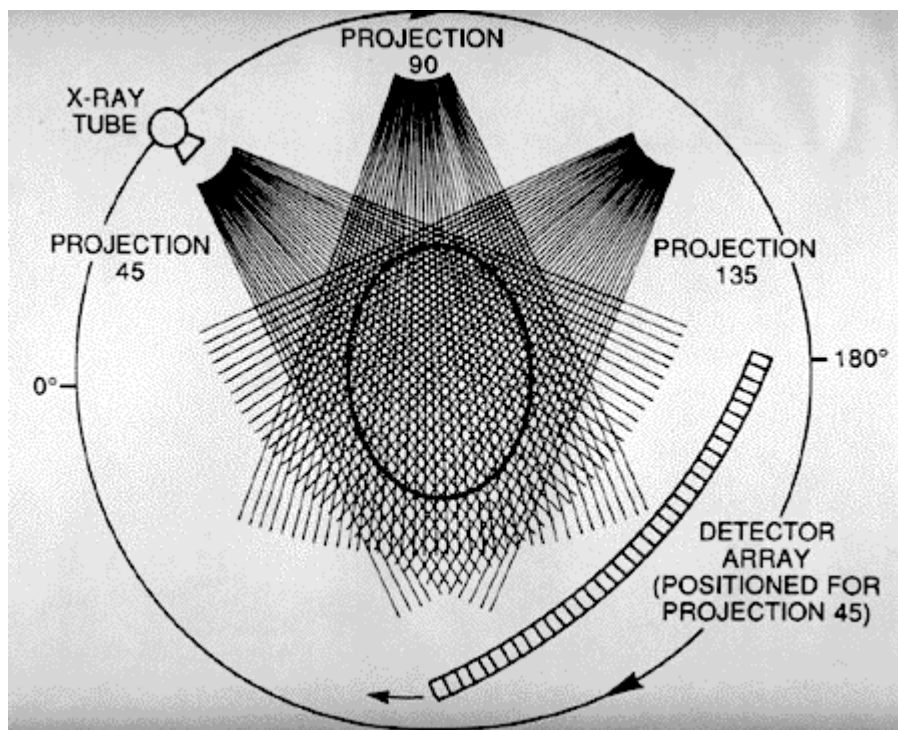


Figura 2.4 Funcionamiento esquemático simplificado de un equipo TAC.

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

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

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

lugar, sobre este se coloca un pilar protésico (temporal o definitivo) y de inmediato se colocan el o los dientes [5].

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

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

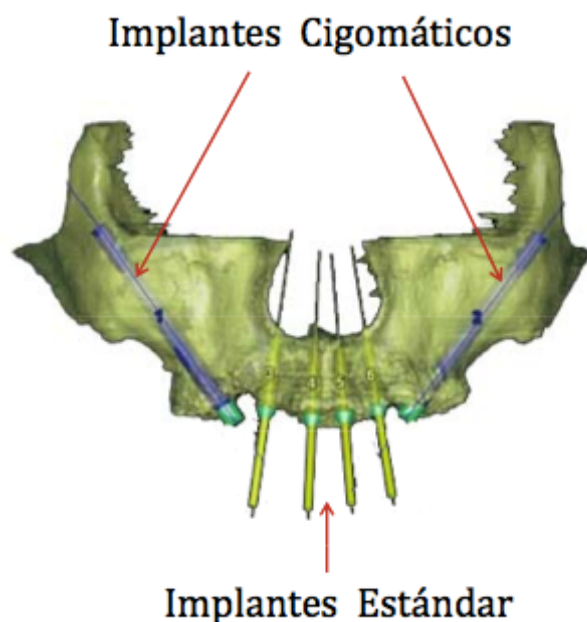


Figura 2.5: Ubicación de implantes en maxilar superior-Vista de Software de planeación de cirugías.

El objetivo de la colocación de un implante en función inmediata, es responder a una necesidad funcional y estética el mismo día de la cirugía. Los requisitos para la carga inmediata son:

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

Actualmente una definición precisa de “Carga Inmediata” no existe, y esto causa confusión en la literatura específica en el 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. Aun 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 periodo de 3 a 6 meses para garantizar alta probabilidad de oseointegración en el maxilar.

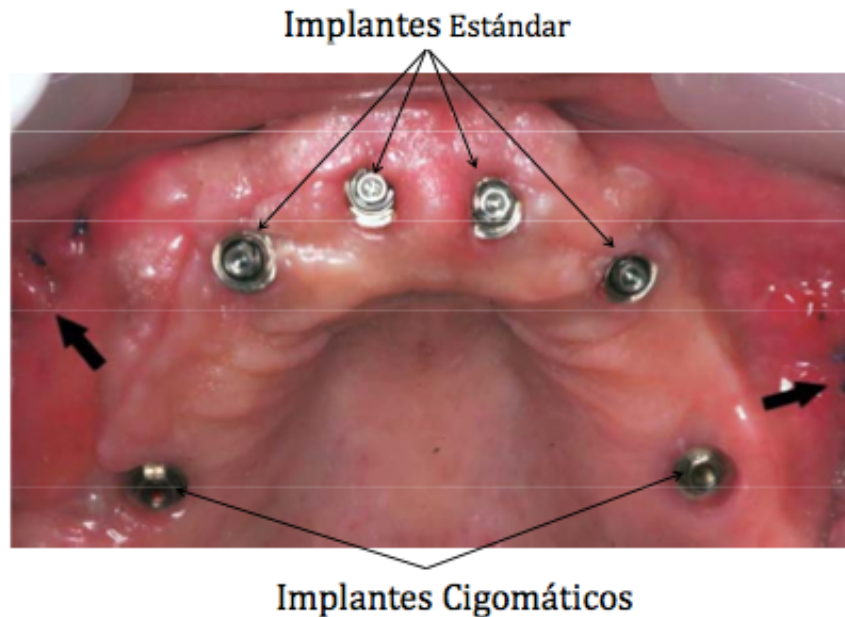


Figura 2.6: Ubicación de implantes en maxilar superior-Vista real de maxilar superior [5].

2.5. Conjunto Supraestructura - Implantes

El conjunto Supraestructura - Implantes tiene como función soportar los nuevos dientes y transferir las cargas entre dientes y estructura ósea en el proceso de masticación.

2.5.1. Implantes

Los implantes dentales cumplen la función de anclar la estructuras al hueso, es decir, suplen la función de la raíz del diente, gracias a que se integra al hueso en el proceso de oseointegración. Para este trabajo se consideran dos tipos de implantes que se utilizan en el maxilar superior durante este trabajo: implantes estándar y cigomáticos, la figura 2.7 muestra estos tipos de implantes.

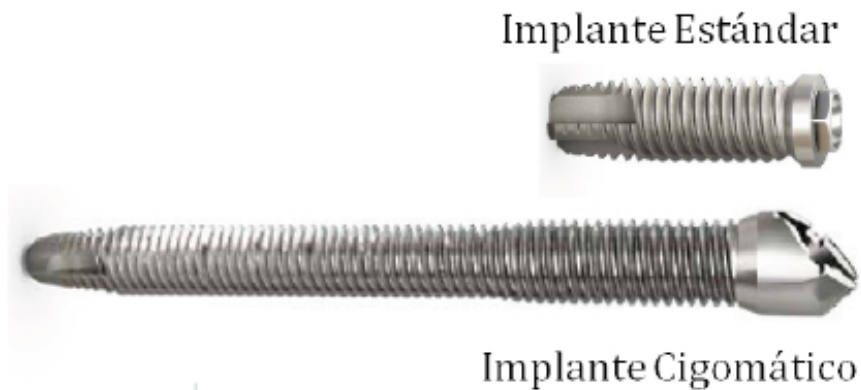


Figura 2.7: Implantes Estándar y Cigomáticos.

2.5.2. Supraestructura

Corresponde a un alma metálica con una sección definida que puede ser por ejemplo circular, ovalada entre otras. 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 estructura es única y es diseñada especialmente para cada paciente. Sobre esta estructura (temporal o definitiva) se reconstruyen las piezas dentales artificiales.

Actualmente se están reportando tratamientos en los que no se usan estructuras metálicas como soporte estructural de la rehabilitación. En cambio se realiza una estructura totalmente acrílica, fabricada con los dientes incorporados que a su vez va anclada directamente a los implantes. La figura 2.8 muestra una estructura tipo.



Figura 2.8: Estructura prótesis dental.

2.5.3. Propiedades mecánicas

Los implantes están fabricados de una aleación de Titanio-aluminio-vanadio (Ti_6Al_4V) la estructura se fabrica de una aleación de Cobalto-Cromo, de la misma aleación de Titanio anterior o de un tipo de Polímero - Acrílico recomendado por los laboratorios. Por motivos de reserva del fabricante no se cuenta con la información específica del material acrílico utilizado sin embargo a modo de aproximación se utiliza una composición de acrílico para uso general, sin pérdida de generalidad ya que las propiedades mecánicas de interés están en valores cercanos a los utilizados.

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

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

Todos estos materiales pueden considerarse como materiales isotrópicos con las propiedades mecánicas [10] que se muestran en la Tabla 2.2:

Tabla 2.2: Propiedades Mecánicas de Estructura e implantes

Material	Módulo de Elasticidad [Gpa]	Coefficiente de Poisson
Aleación de Titanio	110	0,35
Aleación Cobalto Cromo	240	0,29
Acrílico uso general	0,95 a 3,79	0,37

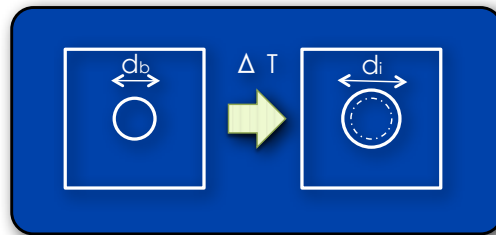
Es interesante destacar la gran diferencia en orden de magnitud del módulo de Elasticidad del acrílico de uso general como también de otros tipos de acrílico, a su vez el esfuerzo límite de tracción del acrílico es por lo menos 1 orden de magnitud menor que el de los metales utilizados [9].

2.6. Método aproximado para precarga en el implante

En implantología normalmente al insertar el implante en el hueso se aplica una precarga o torque inicial de inserción. Esta práctica y los métodos de medición de la firmeza inicial (AFR) garantizan una estabilidad dentro de rangos aceptables del coeficiente ISQ.

Con el fin de modelar una precarga representativa de dicho torque inicial se aplica un modelo aproximado basado en el principio físico de la dilatación y contracción de los materiales al exponerse a diferentes temperaturas. En ingeniería esta situación es de importancia en todas las áreas de aplicación, como por ejemplo en la construcción, donde se utilizan juntas de dilatación que permiten algunos centímetros de desplazamiento que se generan entre estructuras por los cambios de temperatura ambiente, sin estas juntas las construcciones se agrietarían debido a las grandes tensiones que se generarían solamente por las pequeñas dilataciones de las estructuras metálicas y/o las mallas de fierro dentro del hormigón.

Otro ejemplo de la utilización provechosa de este fenómeno es en la colocación de rodamientos en ejes. Por diseño, normalmente se usa un diámetro de eje levemente mayor al diámetro interior de montaje del rodamiento, de manera que ambos queden firmemente acoplados. Al dilatarse el rodamiento ese diámetro interior crece en una pequeña magnitud, esto permite que el eje calce con mayor facilidad por lo que se logra instalar, una vez enfriado el sistema, la unión es firme, tal como se diseñó. Una caso cotidiano similar al anterior es el usado al calentar las tapas de los frascos de mermelada para lograr abrirlos, la tapa metálica se dilata en mayor magnitud que el frasco de vidrio debido a que el metal tiene mayor coeficiente de dilatación.



El diámetro de la fresa quirúrgica utilizada para realizar la cavidad para el implante es menor que el diámetro del mismo teniendo una diferencia ($\Delta = d_i - d_b$), d_i es el diámetro del implante y d_b es el diámetro de la cavidad respectivamente. Los ordenes que se utilizan según el fabricante de implantes están comprendidos entre diferencias de diámetros nulos hasta 500 micrómetros.

En este modelo aproximado se utiliza como parámetro de semejanza esta diferencia de diámetros, obteniendo condiciones simplificadas suficientemente similares a la realidad. La variable de entrada para la obtención de variados diámetros es la diferencia de temperatura. El comportamiento térmico de un objeto metálico expuesto a una diferencia de temperaturas se basa en la siguiente ecuación:

$$\Delta = L \alpha \Delta T; \quad \text{ec.2.6.1}$$

Donde ΔT [$^{\circ}\text{C}$] es la diferencia de temperatura, α [$^{\circ}\text{C}^{-1}$] el coeficiente de dilatación lineal y L [m] es la longitud de la pieza, en este caso el diámetro del implante.

De esta manera si se tiene un cubo perfecto de la aleación de titanio utilizada en este trabajo, de caras de dimensión 1 [m], al aplicar una diferencia de temperatura de 100 [$^{\circ}\text{C}$] se tiene una

dilatación de 0,86 [mm] en todas las caras. Al utilizar esta vez un paralelepípedo de dimensiones 1 [m] x 1 [m] x 10 [m] se tiene una dilatación de 8,6 [mm] de longitud para la cara de 10 [m].

Al utilizar este método de expansión térmica en las simulaciones en ANSYS Workbench se comienza con un implante de aleación de titanio con temperatura inicial T_i en el instante 0 de la simulación, al instante 1 el entorno de simulación aplica la condición final con una temperatura ambiente T_f la que es adoptada instantáneamente por el implante. Se obtiene así una dilatación del implante según los valores deseados lo que por la diferencia de diámetros discutida provoca una deformación del hueso en las cercanías del alojamiento del implante tal y como se produce en la aplicación real, esto se aprecia en la figura 2.9 donde se ilustra una exageración de esta deformación en un diagrama magnitud por código de colores, las zonas azules son de nula o baja deformación pasando gradualmente por los celestes, verdes, amarillos hasta rojos representando máximos.

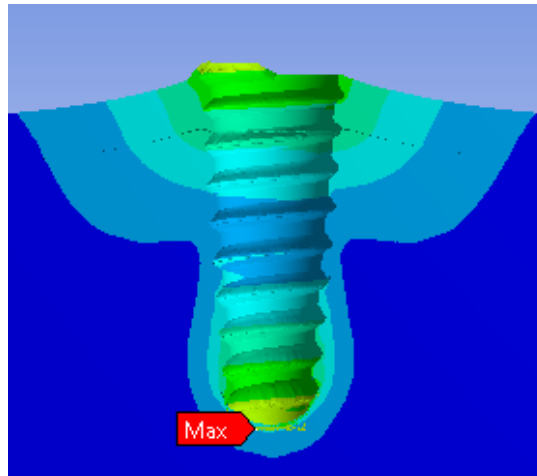


Figura 2.9: Representación de deformación del alojamiento.

2.7. Micromovimiento

Un factor importante en el éxito de la carga inmediata es el control del micromovimiento que puedan causar las prótesis provisionales y como el movimiento es inevitable lo trascendente es definir cual es el umbral que condiciona el éxito o fracaso de la carga inmediata, es decir de la oseointegración del implante o el fracaso de este a través de una encapsulación con tejido fibroso.

El concepto de micromovimiento fue introducido en 1973 por Cameron [11] mientras estudiaba como los micromovimientos afectaban la recuperación del hueso. En 1986 Maniatopolus 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 [12] y son perjudiciales para la recuperación del hueso. Sin embargo, hasta el momento, no existe un criterio exacto que establezca un valor máximo de micromovimiento que no interfiera con la recuperación del hueso. Anderson determinó [13] que este valor estaba cerca de la vecindad de 30 micrómetros, sin embargo estudios posteriores [14] 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, (ver por ejemplo [15]), 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 [16] han demostrado que un valor ISQ >70 al momento de colocar 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.

2.8. Método de Elementos Finitos

El estudio mediante análisis de elementos finitos (FEA) ha sido ampliamente utilizado para analizar el comportamiento biomecánico de implantes dentales, así como también, para el estudio de factores clínicos para el éxito de un tratamiento.

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

comportamiento de los nodos mediante Funciones de Forma, las cuales corresponden a funciones de interpolación.

2.8.1. Zonas de Contacto

Una de las mayores complejidades que presentan los modelos presentados en este trabajo es definir las condiciones de contacto en la interfaz hueso-implante. Este es un problema no lineal, ya que el área de contacto cambia a medida que se aplica la fuerza.

Con el fin de reducir el costo computacional se hace fundamental el contacto entre hueso y hueso y entre implante y estructura como un contacto perfectamente pegado acotando los grados de libertad del sistema general.

De acuerdo al trabajo de Mutizabal [4] el contacto entre Hueso e implante se modela como un contacto no lineal, para el caso de hueso cortical con el implante se utiliza un coeficiente friccional de 0,65 [17], mientras que para el contacto entre hueso trabecular e implante se utiliza un coeficiente de roce de 0,77 [18].

3. Recursos

Se trabajó con los siguientes recursos:

- Modelo del conjunto hueso implante en formato STL corregido por Materialise, financiado por la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile.
- ANSYS: versión 13 del programa de modelación de elementos finitos.
- SolidEdge: versión 19 del programa.
- Oficina ubicada en la Escuela de Graduados de La Facultad de Odontología de la Universidad de Chile con un computador de uso exclusivo.
- Computadores del Laboratorio de Mecánica del departamento de Ingeniería Mecánica. Configuraciones con procesador Intel Xeon de 2 núcleos, 4 GB de RAM y sistema Windows 7 32 bit, recurso de disco de almacenamiento limitado.
- Computador en oficina de Odontología, configurado con procesador AMD Phenom de 6 núcleos, 4GB de RAM con posterior actualización a 12 GB de RAM, sistema Windows 7 64 bit y disco de almacenamiento de 500 GB.
- Computador propio de alumno, configurado con procesador Intel Core i7 de 4 núcleos, 16GB de RAM, sistema Windows 7 64 bit y disco de almacenamiento de 1000 GB.
- Computador propio de alumno, configurado con procesador AMD FX de 6 núcleos, 16GB de RAM, sistema Windows 7 64 bit y disco de almacenamiento de 250 GB.
- Soporte técnico para el software ANSYS por parte de la empresa ESSS la cual posee la representación de la marca en Chile. El soporte es por medio de correo electrónico a la siguiente casilla: soporte@esss.cl
- Disco duro portátil y otro estacionario de propiedad del alumno con una capacidad de almacenamiento de 500 GB y 2 TB respectivamente.
- Software LogMeIn versión gratuita, programa de conexión a escritorio remoto configurado para el computador de la oficina de Odontología.

Nota: El departamento de Ingeniería Mecánica posee licencias educacionales de SolidEdge y ANSYS.

4. Desarrollo de Modelación General

En este capítulo se detalla la metodología empleada al abordar el caso clínico como parte del estudio biomecánico que se desarrolla en el presente trabajo de título. En específico se explica la etapa de diseño mecánico de partes para la generación de las geometrías que configuran los modelos, y la etapa de adaptación de estas para generar el modelo de hueso-implante con los que se trabajó en la simulación mediante el programa comercial de Elementos Finitos ANSYS.

Los casos que se abordaron son los siguientes:

- Modelos de sistema implante compuestos por una estructura ósea heterogénea, las fases cortical y trabecular están implícitas en las propiedades del modelo, 2 implantes zigomáticos en el sector posterior y 4 implantes estándar en el sector anterior. Estos modelos corresponden a los trabajados conjuntamente con la empresa Materialise.
- Modelos de sistema implante compuestos por estructuras óseas con fases cortical y trabecular diferenciadas, 2 implantes zigomáticos en el sector posterior y 4 implantes estándar en el sector anterior. En estos casos la heterogeneidad es abordada por la composición o ensamble de la estructura ósea utilizando cuerpos de material trabecular y cortical.

En un principio la geometría consta de 11 cuerpos o sólidos complementarios, 1 hueso cortical, 3 huesos trabeculares, 4 implantes estándar, 2 cigomáticos y 1 estructura de unión. Mediante estas geometrías se generan los modelos compuestos por fases cortical y trabecular diferenciadas.

A su vez para el trabajo basado en el modelo en conjunto con Materialise se requiere una geometría de hueso completo, por lo que esos 3 cuerpos trabeculares por separado no se consideran.

La variable principal a cambiar en estos modelos es la estructura de unión, se consideran estructuras metálicas de titanio y de cobalto-cromo de secciones elípticas de 6x3 y 3x6 milímetros, como también una estructura de acrílico de sección protésica con dimensiones aproximadas de 20x10 milímetros, todas directamente ancladas a los implantes de titanio.

De esta manera existen 5 modelos principales para este estudio:

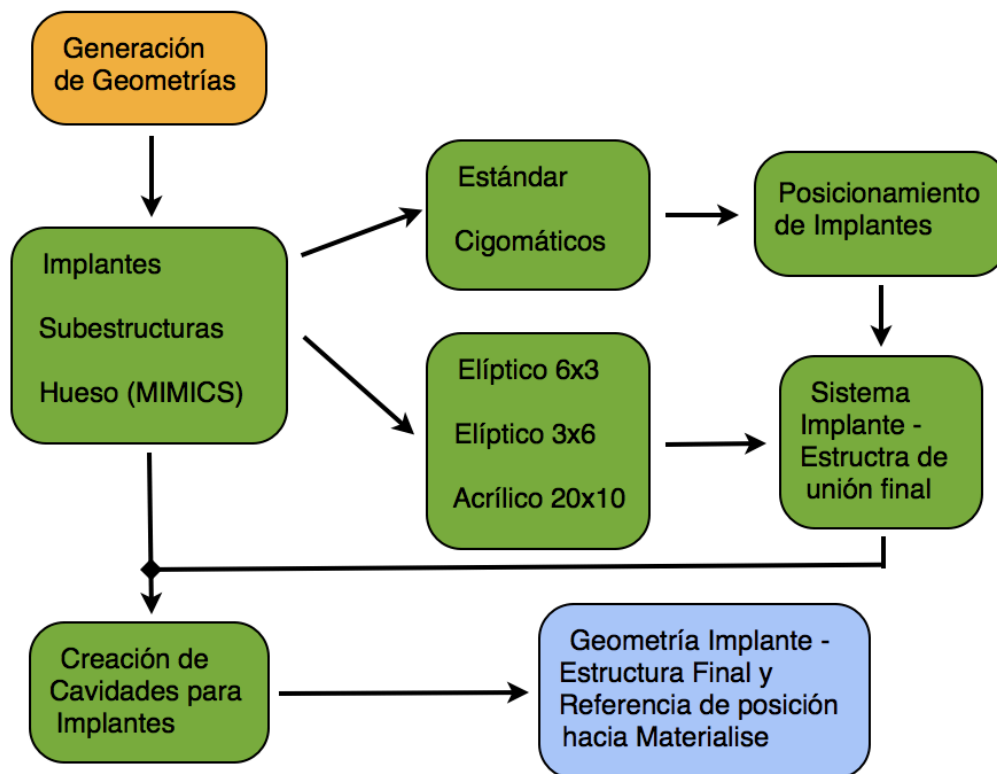
- Modelo con estructura 3x6 de aleación de titanio.
- Modelo con estructura 3x6 de aleación de cobalto – cromo.
- Modelo con estructura 6x3 de aleación de titanio.
- Modelo con estructura 6x3 de aleación de cobalto – cromo.
- Modelo con estructura protésica acrílica.

En resumen, el problema general se compone de 3 principales etapas:

- Generación de Geometrías;
- Mallado y Generación del Modelo;
- Simulación.

4.1. Generación y diseño de Geometrías

La modelación de la geometría es un proceso en el que se genera un sólido que incluye a todos cuerpos que se estudian en el presente trabajo de título. La siguiente figura 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:



4.1.1. Generación de Hueso

El punto de partida del problema es un paciente que fue sometido a una cirugía para la inserción de cuatro implantes estándar y dos cigomáticos aplicando el protocolo de carga inmediata. Antes de la cirugía él poseía algunas piezas dentales las cuales fueron removidas y las cavidades alveolares fueron rellenas con hueso al momento de la inserción de los implantes.

El modelo 3-D del maxilar superior fue generado por Materialise, en el programa MIMICS a partir de imágenes DICOM.

Las imágenes son tratadas con distintas técnicas para la generación de superficies. Se selecciona un umbral de escala de gris (o de Hounsfield) para establecer el tipo de tejido, luego se realiza una segmentación que genera un cuerpo cerrado. Finalmente, de forma manual, 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.

Resultado de ese proceso, el modelo 3-D óseo entregado por Materialise consiste en 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. En la figura 4.1 se muestra el sólido correspondiente al hueso cortical del maxilar y los sólidos de los huesos trabeculares a utilizar en los análisis.

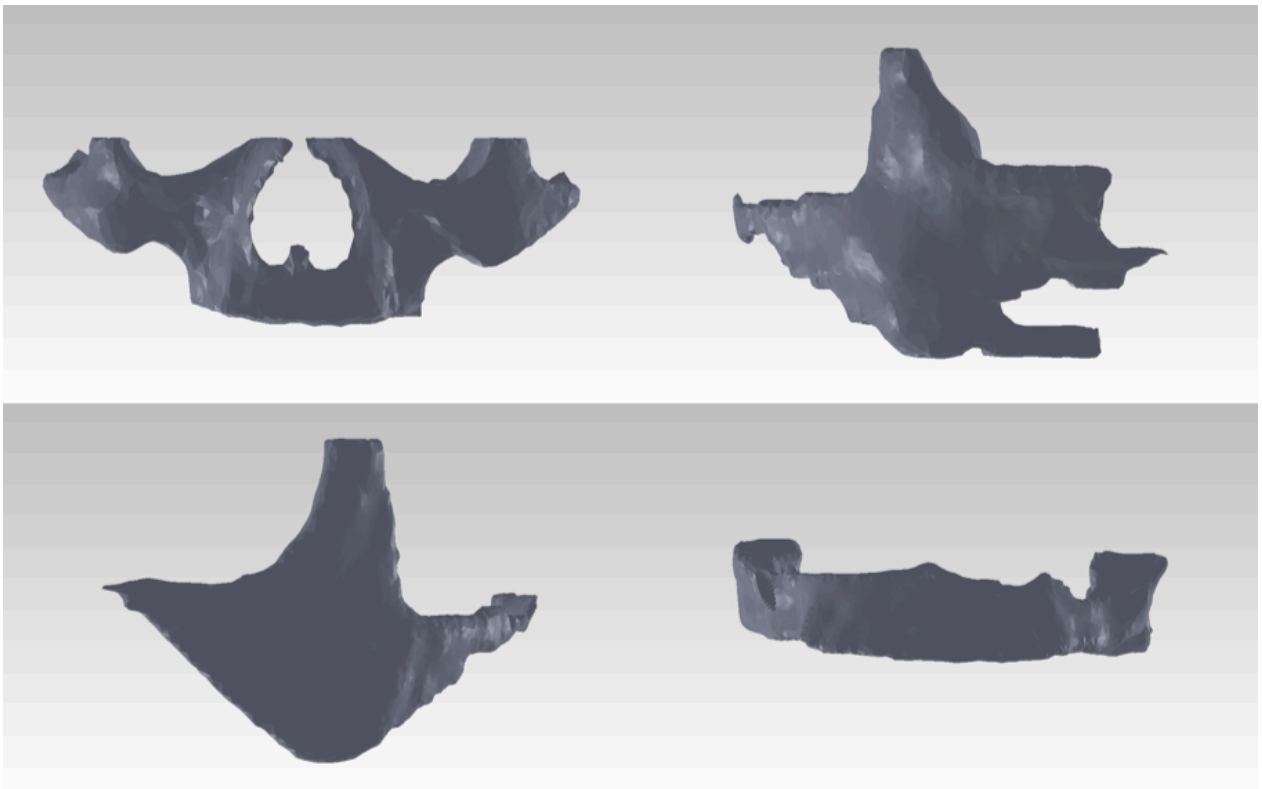


Figura 4.1: Sólidos generados por Materialise, de arriba abajo y derecha a izquierda: hueso cortical maxilar y cigomáticos; hueso trabecular cigomático derecho; hueso trabecular cigomático izquierdo; hueso trabecular maxilar.

4.1.2. Creación de Cavidades Trabeculares

En esta etapa el primer paso es la modificación de las geometrías del Maxilar Superior mediante el programa SolidEdge. Se crea un ensamblaje con los 4 archivos .IGES superpuestos y luego se edita la pieza que corresponde al hueso cortical. Se genera una cavidad para cada uno de los huesos trabeculares. Cada una de estas cavidades tiene la forma exacta del hueso trabecular con el fin de que no exista interferencia entre ambos sólidos. Con lo anterior se obtuvo una geometría como se muestra en la figura 4.2, donde 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.

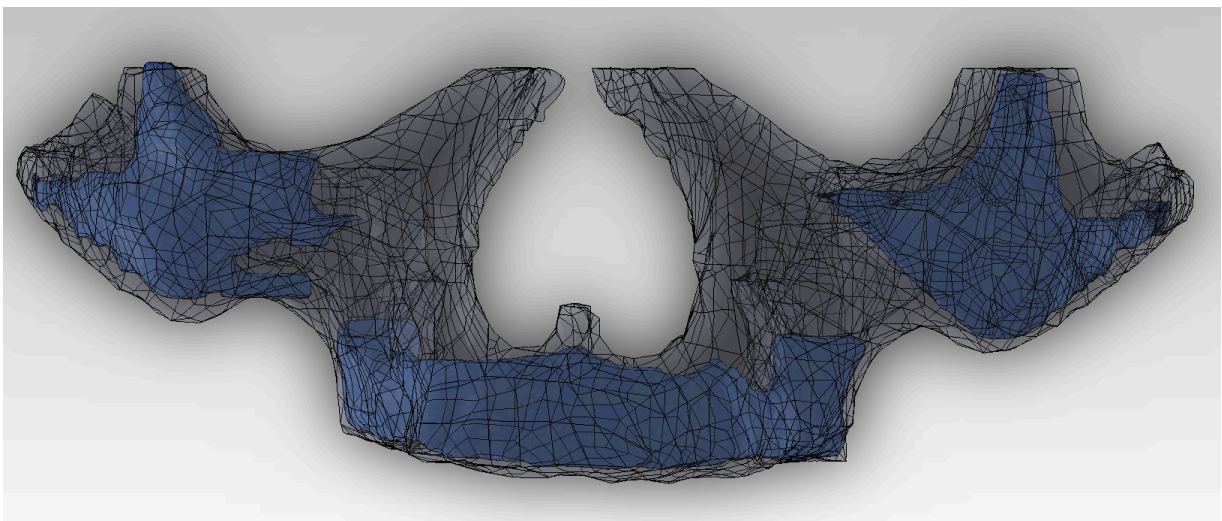


Figura 4.2: Geometría biológica a estudiar.

El producto final de este procedimiento es una pieza llamada “Ensamblaje Hueso”, compuesto por tejido cortical y tejido trabecular.

4.1.3. Generación de Implantes

Las geometrías de implantes fueron generadas en SolidEdge. Se utilizaron como punto de partida las dimensiones de implantes utilizados en los estudios anteriores de Mutizabal [4].

Para los implantes estándar se genera un diseño básico compuesto de un cono y un pilar, el hilo de paso 1 mm se genera a partir del barrido de una sección triangular por una guía helicoidal, esta sección se prefiere traslapada con la superficie del cono en un delta pequeño de manera de evitar la posible separación del hilo después de la operación de barrido. El hilo creado no corresponde con un hilo estandarizado puesto que se busca una geometría lo más sencilla

posible para no tener problemas en el mallado y simulación, también el inicio y fin de los hilos es suavizado mediante un corte de 45° para evitar posibles singularidades en la simulación. El procedimiento para los implantes cigomáticos generados usan las mismas operaciones para el hilo con un paso menor de 0,6 mm, para estos implantes se utiliza solamente el hilo en la punta y no en otras secciones del implante de manera de simplificar el modelo para obtener una simulación de menor complejidad como se verá en los capítulos siguientes.

En la figura 4.3 se ven las medidas de los implantes estándar y cigomáticos. En la figura 4.4 se muestran los implantes finales desarrollados en SolidEdge.

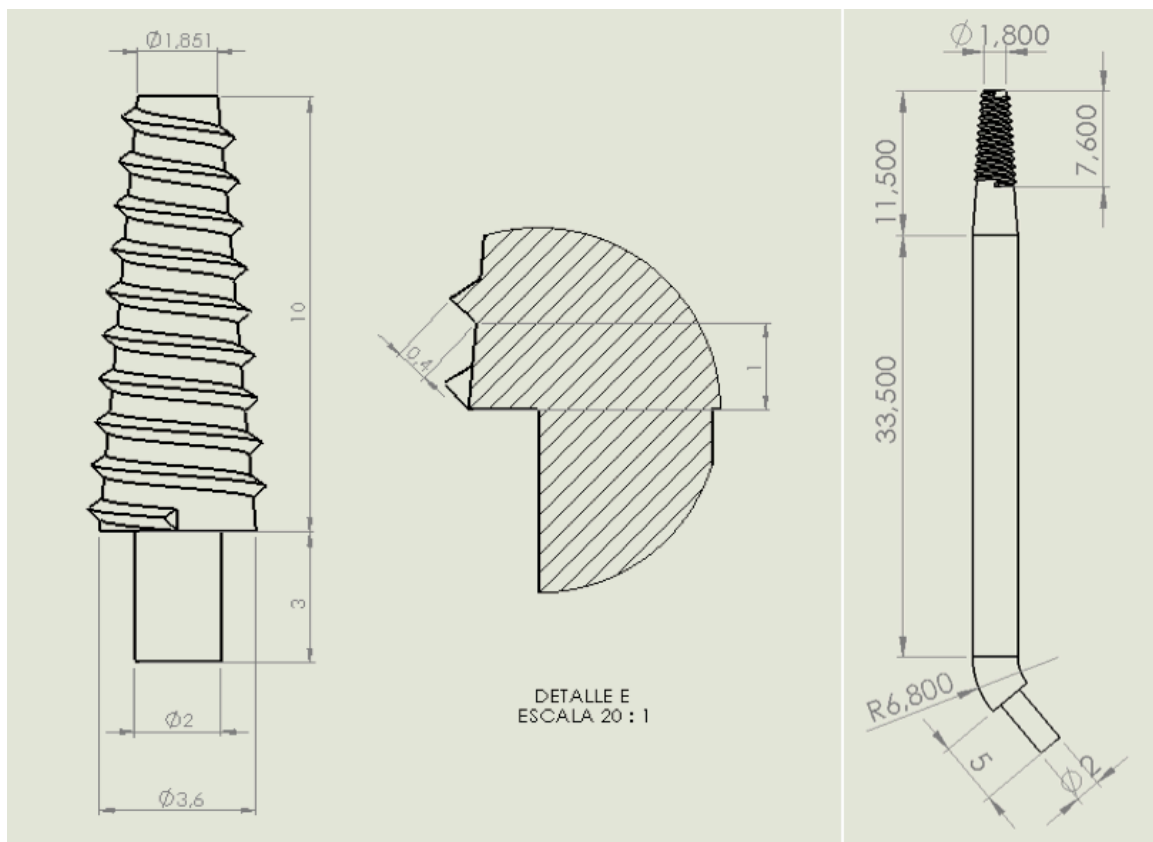


Figura 4.3: Medidas de implantes estándar y de implantes cigomáticos desarrollados en SolidEdge.

4.1.4. Posicionamiento de Implantes

Si bien el diseño de los implantes dentales sigue los estándares de los fabricantes, la posición definitiva que cada uno de estos ocupa ya insertados en el paciente depende únicamente del especialista a cargo de la operación. Para simular y considerar esta importante etapa en el desarrollo de este trabajo, el Dr. Julio Tobar junto con la consultoría del Dr. Juan Carlos Carvajal resultó en la posición y ángulo correcto de inserción de los implantes en el paciente.

Como se puede apreciar en la figura 4.5 y 4.6 la posición de los implantes no es perfectamente simétrica, dado que la anatomía del paciente tampoco lo es.

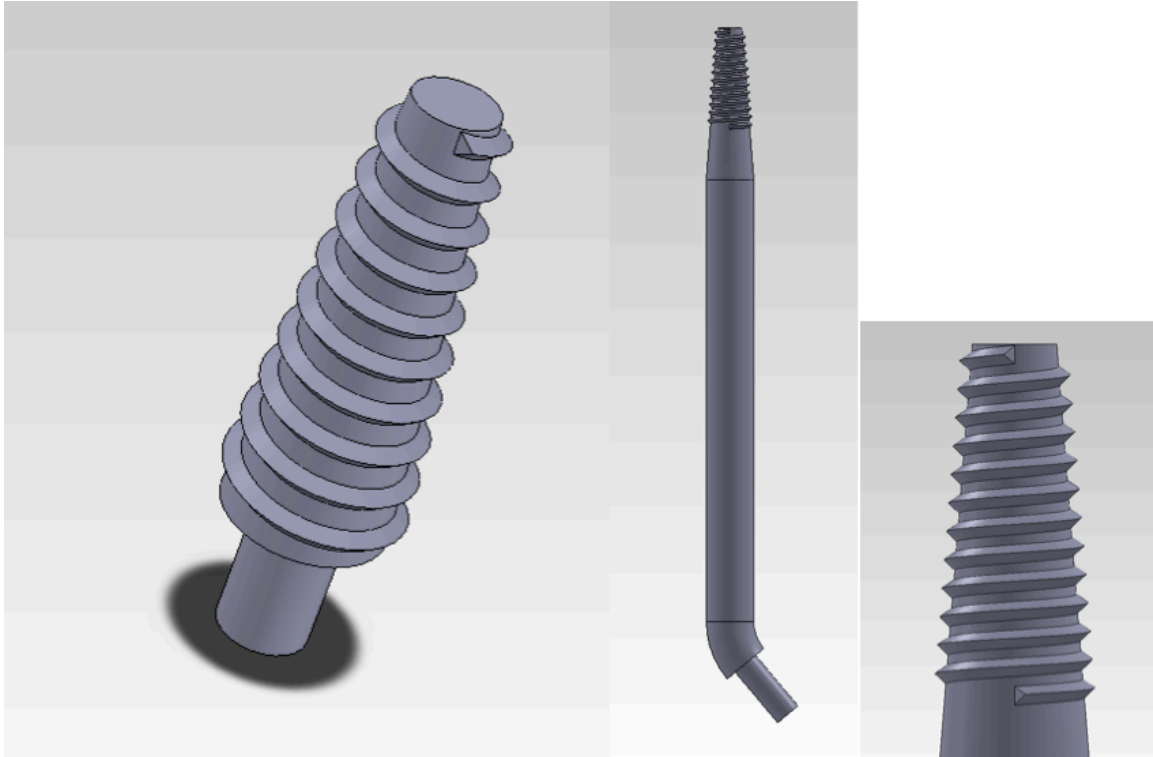


Figura 4.4: Detalles de diseño de implantes desarrollados.

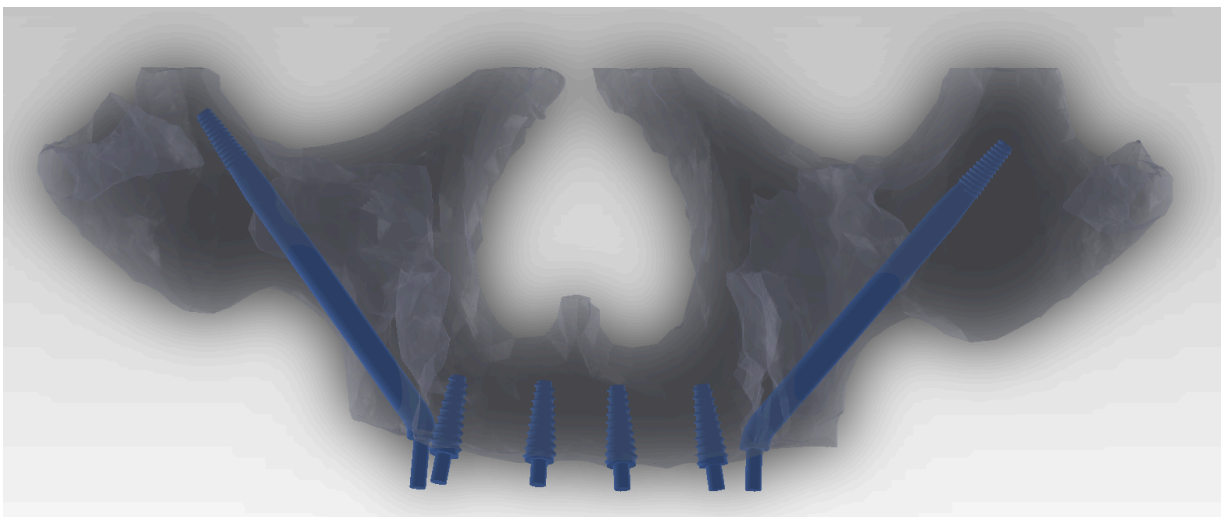


Figura 4.5: Resultado de Cirugía Virtual - Posicionamiento de implantes (Vista anterior).

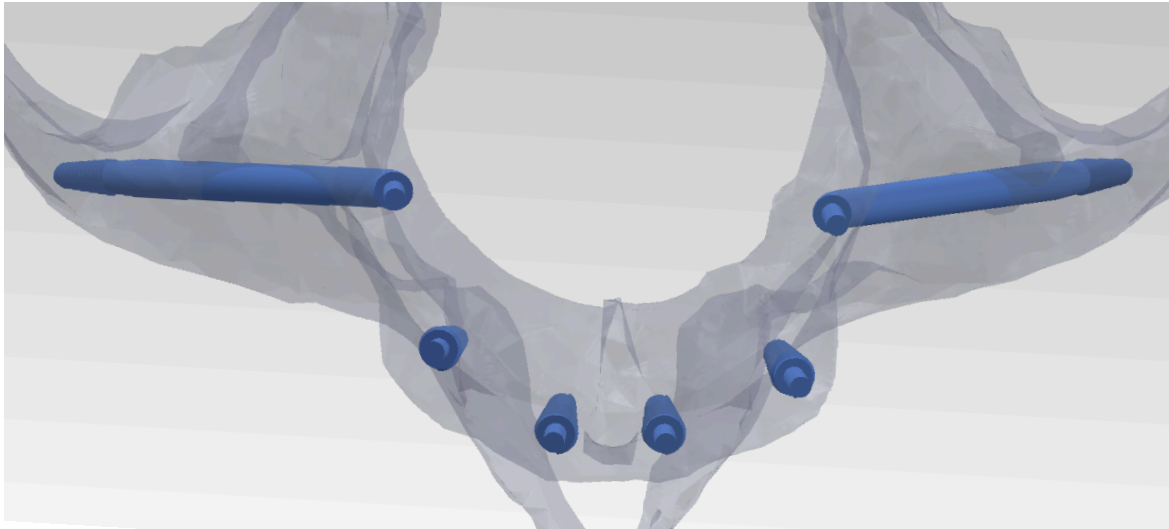


Figura 4.6: Resultado de Cirugía Virtual - Posicionamiento de implantes (Vista inferior).

4.1.5. Estructuras de Unión

Una vez posicionados los implantes se modelan las estructuras de unión finales. Estas geometrías se generan mediante un barrido de una sección usando como guía una curva que recorre la posición de centro de la base de cada implante. Se estudiarán estructuras con secciones de 3mm x 6mm y 6mm x 3mm del eje vertical y eje horizontal respectivamente, como también una estructura de sección protésica de medidas aproximadas 20mm x 10mm.

Una vez que se obtiene la “base” de la estructura se realizan cavidades en el modelo donde se posicionaron los implantes. Esto permite generar cada estructura final, y que esta posea cavidades en los ángulos correctos, lo que permite la inserción de implantes de manera única. La figura 4.7 muestra estructuras primitivas con su curva guía. En las figuras 4.8 a 4.10 se ven las estructuras finales y en la figura 4.10 además se muestran las medidas principales de la estructura protésica.

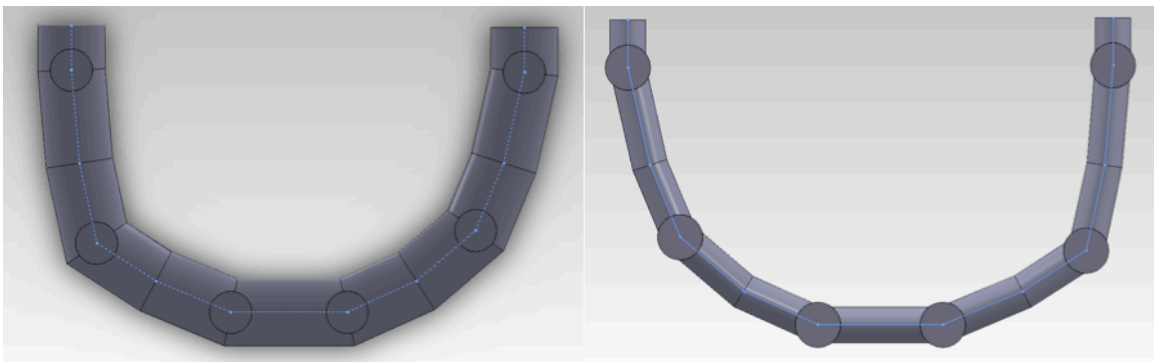


Figura 4.7: Generación de estructuras por curvas guía.

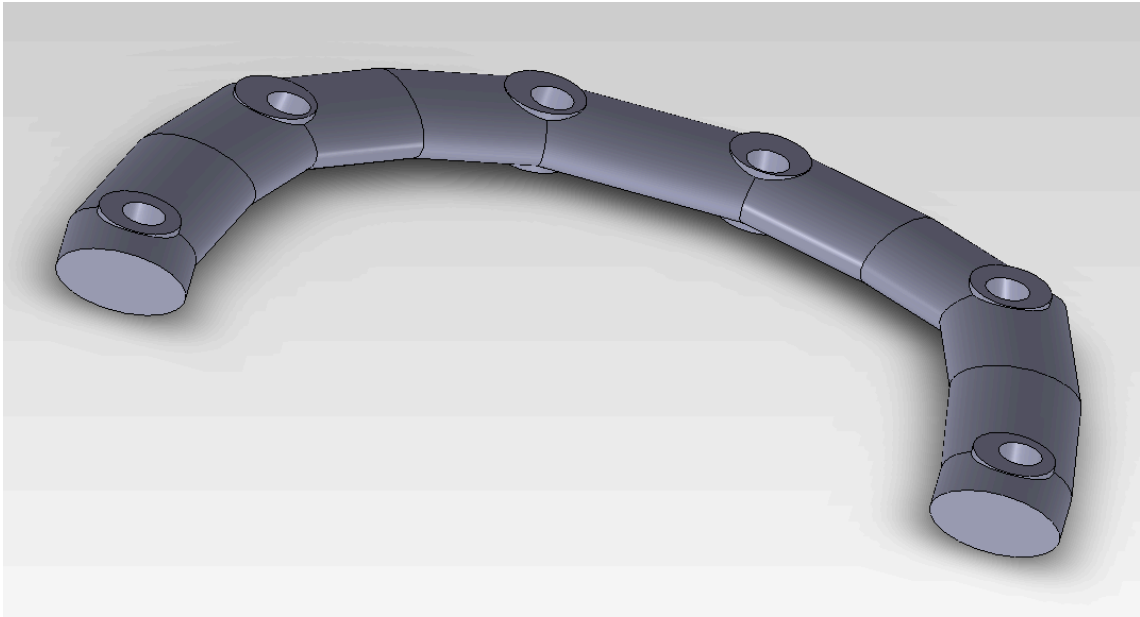


Figura 4.8: Estructura de sección elíptica 3x6.

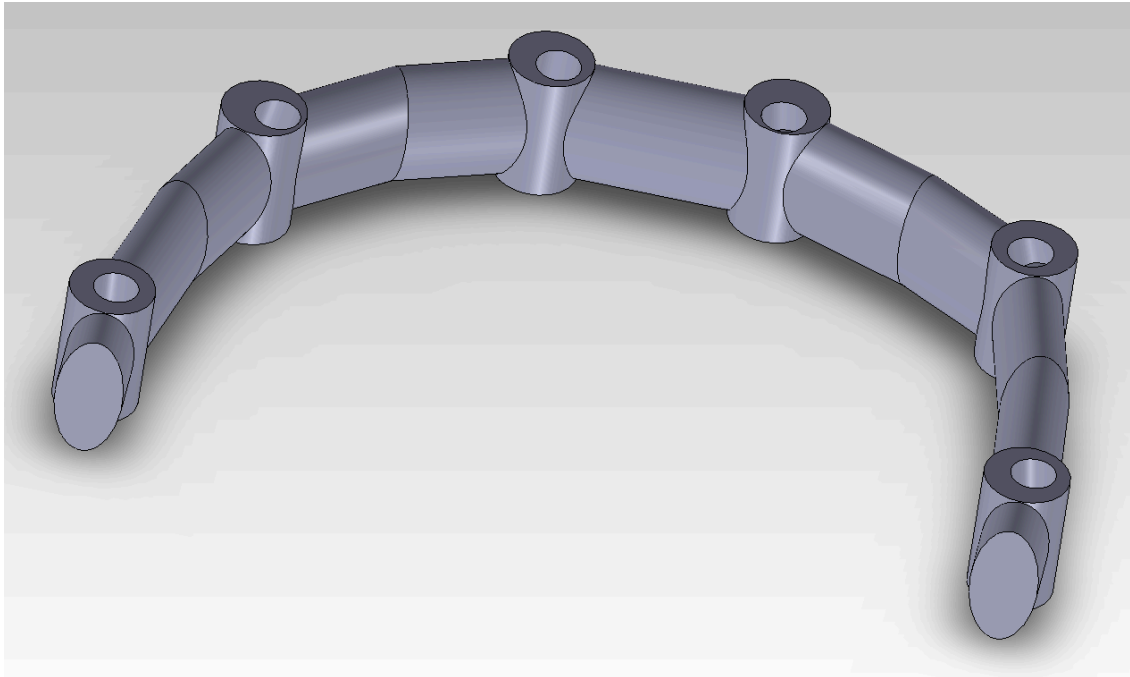


Figura 4.9: Estructura de sección elíptica 6x3.

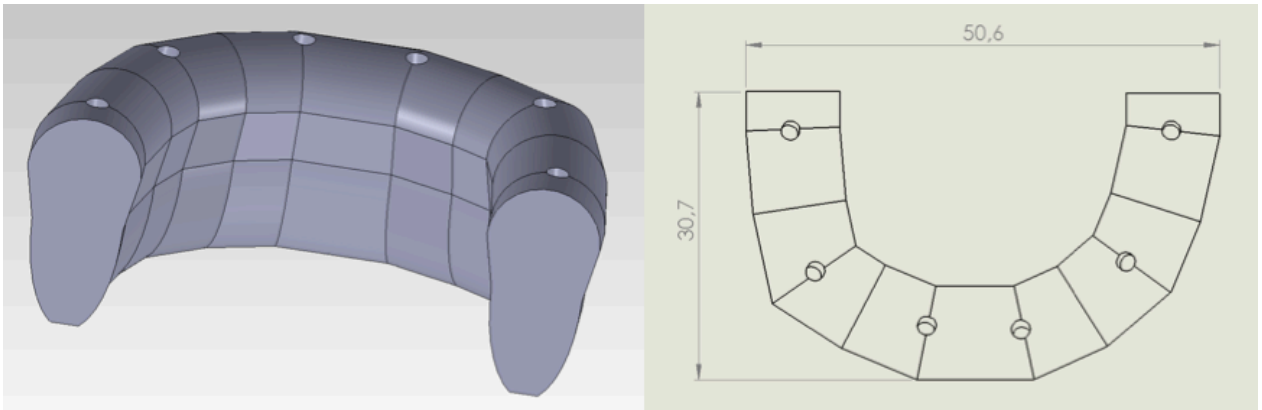


Figura 4.10: Estructura protésica de sección 20mm x 10mm y principales medidas.

4.1.6. Ensamblaje Estructura - Implantes

Cada estructura se une con los distintos implantes ya posicionados en un ensamblaje Estructura –Implantes o Supraestructura. Este método permite intercambiar estructuras de unión y estudiar como influyen estas variables en el resultado final.

Es posible realizar varias combinaciones de estructuras de unión, se estudian las elípticas metálicas de aleación Cobalto – Cromo como también de aleación de Titanio; y la estructura protésica de acrílico comercial para este tipo de aplicaciones.

Los ensamblajes de supraestructura generados para el estudio numérico se muestran en la figuras 4.11 a 4.13.

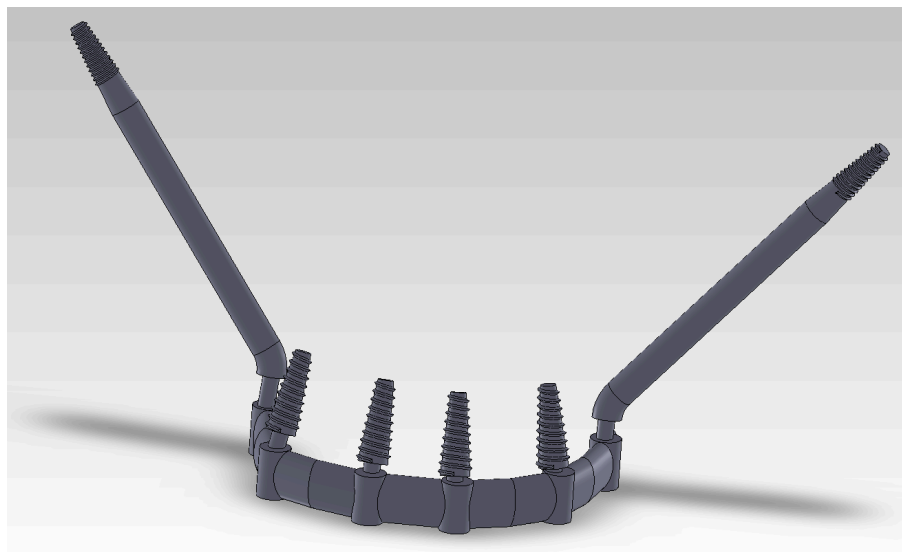


Figura 4.11: Supraestructura con estructura elíptica 6x3.

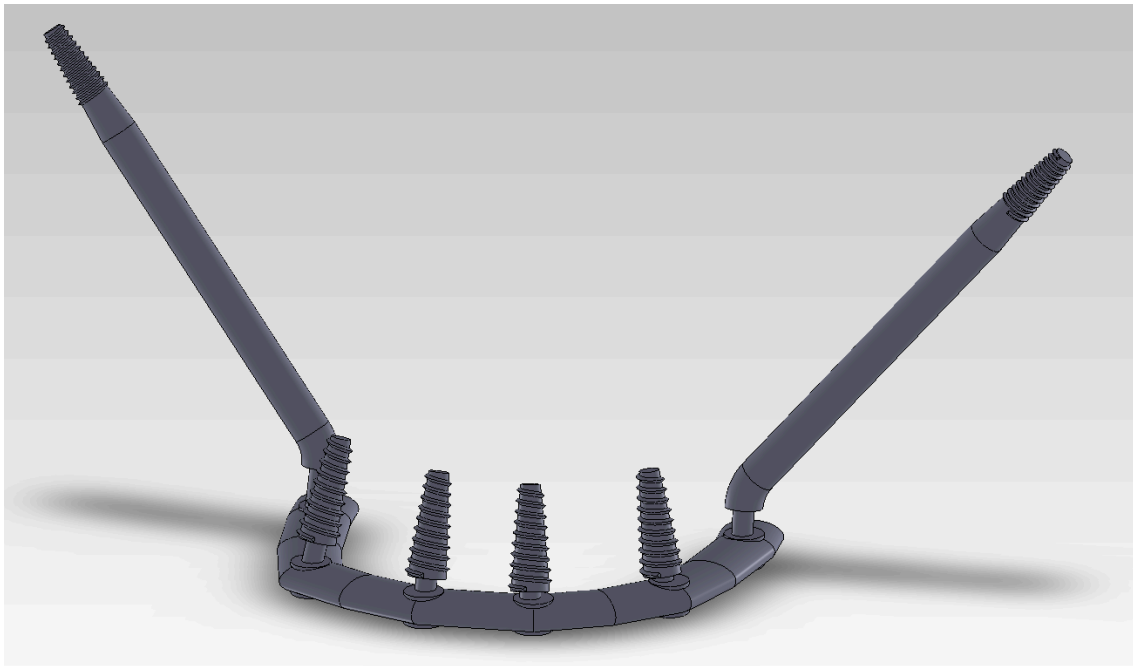


Figura 4.12: Supraestructura con estructura elíptica 3x6.

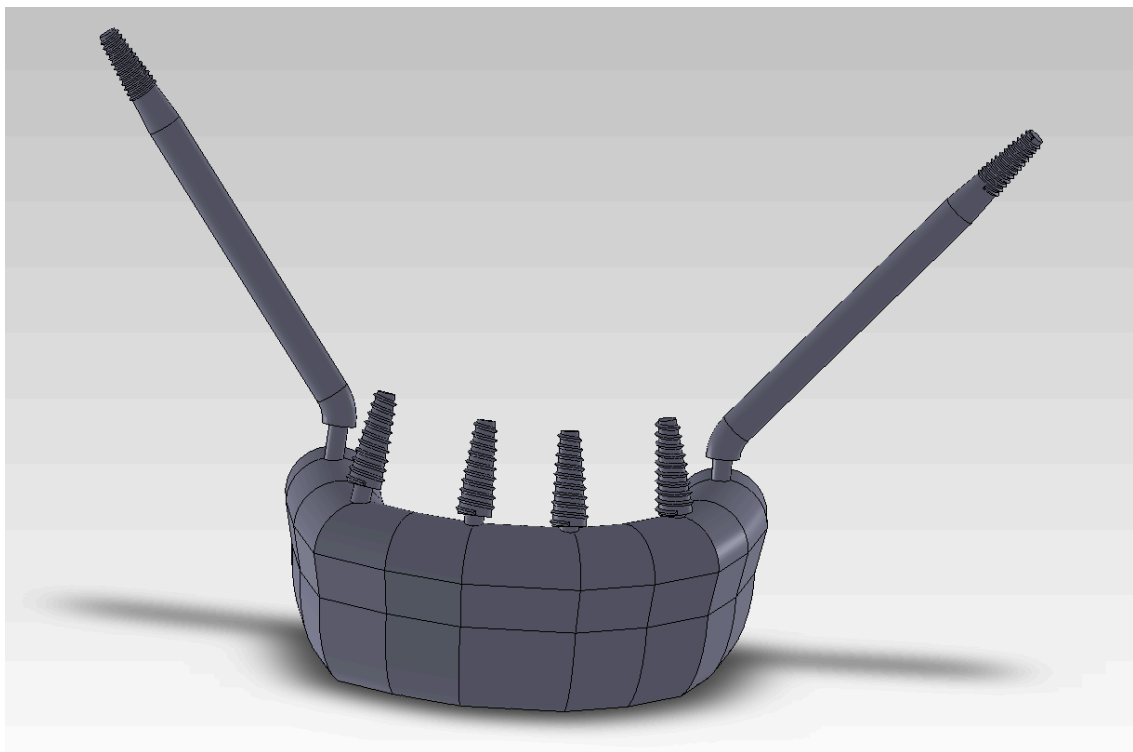


Figura 4.13: Supraestructura con estructura protésica 20x10.

4.1.7. Creación de Cavidades Implante

Para crear las cavidades del implante en el tejido óseo el procedimiento es similar al utilizado para crear las cavidades correspondientes al hueso trabecular en el hueso cortical. Para esto se utiliza el ensamblaje hueso que contiene los huesos cortical y trabecular, se añade el ensamblaje del posicionamiento de los implantes y se crean las cavidades en el hueso (trabecular y cortical) correspondientes a cada 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 4.14. Con este procedimiento se logra finalizar la generación de las geometrías a utilizar.

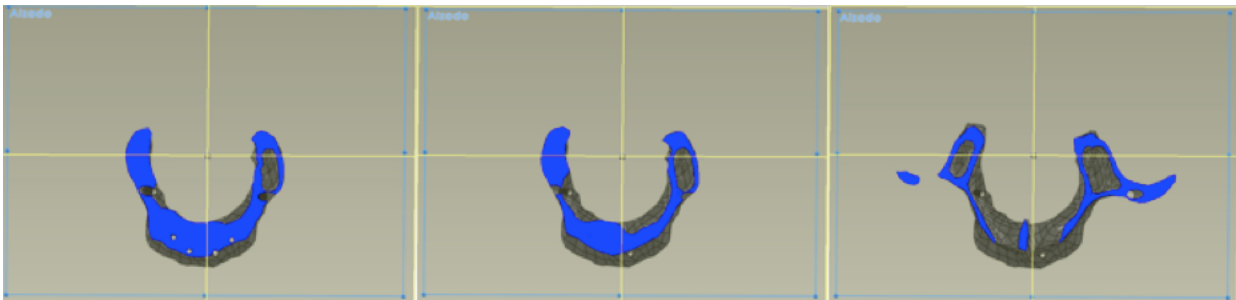


Figura 4.14: Cortes de geometría ensamble hueso con cavidades para implantes.

4.1.8. Modelos Geométricos Generados

Finalmente, teniendo como base el modelo anterior, se logra obtener 3 diferentes geometrías finales correspondientes a cada estructura de unión a utilizar. En la figura 4.15 se muestra la geometría con estructura 3x6 a modo de ejemplo.

A partir de las geometrías finales se generan 3 modelos de mitad de geometría llamados “medio modelo”. Sobre estos modelos finales de mitad de geometría se realizan las siguientes etapas, esto se debe principalmente a la complejidad de los modelos, mallados y simulaciones posteriores, al trabajar con modelos de menor envergadura se disminuyen considerablemente los recursos computacionales requeridos. A cada modelo se le asignan condiciones de borde adecuadas y se comporta como un modelo simétrico. En la figuras 4.16 y 4.17 se muestran modelos de mitad de geometría a modo de ejemplo.

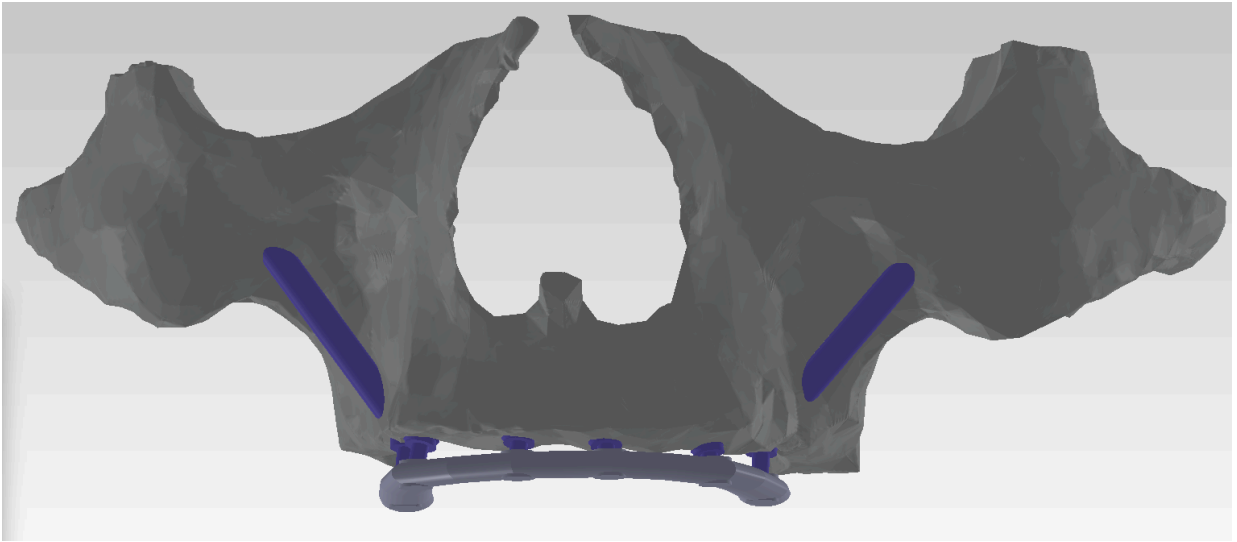


Figura 4.15: Geometría final con estructura 3x6

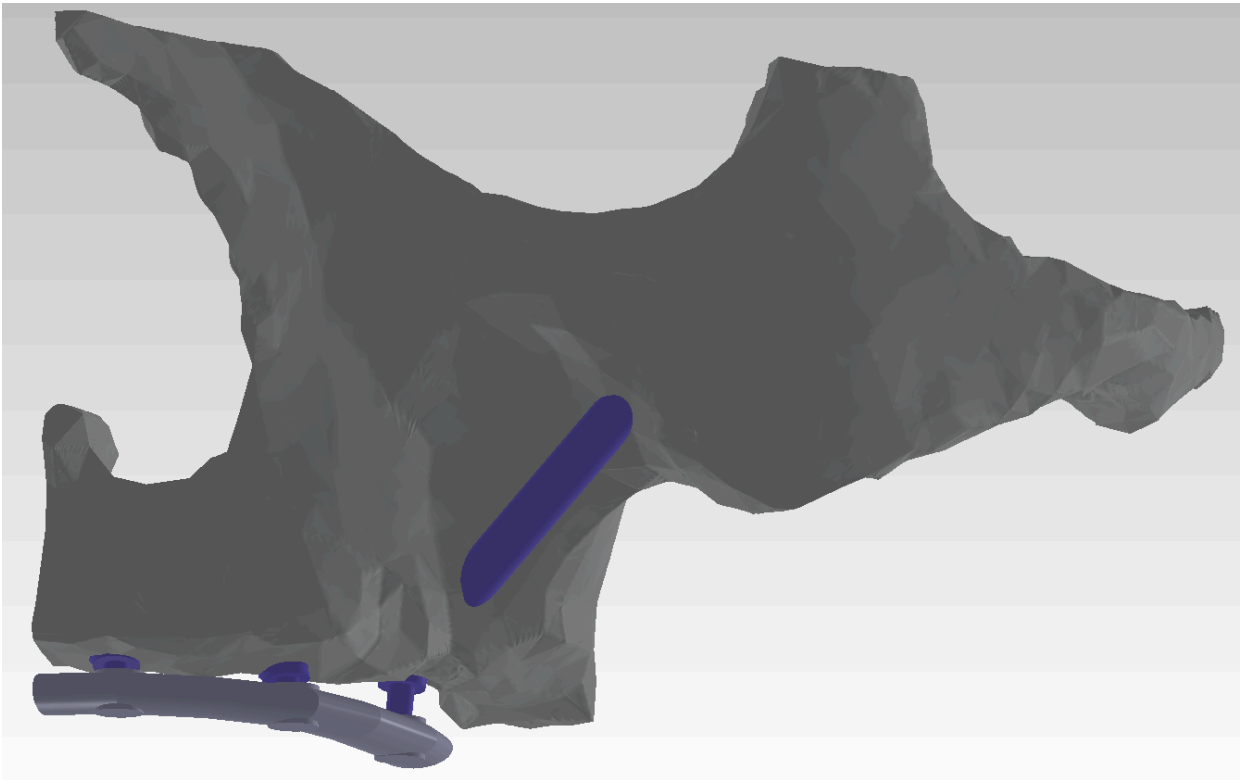


Figura 4.16: Modelo de mitad con estructura 3x6.

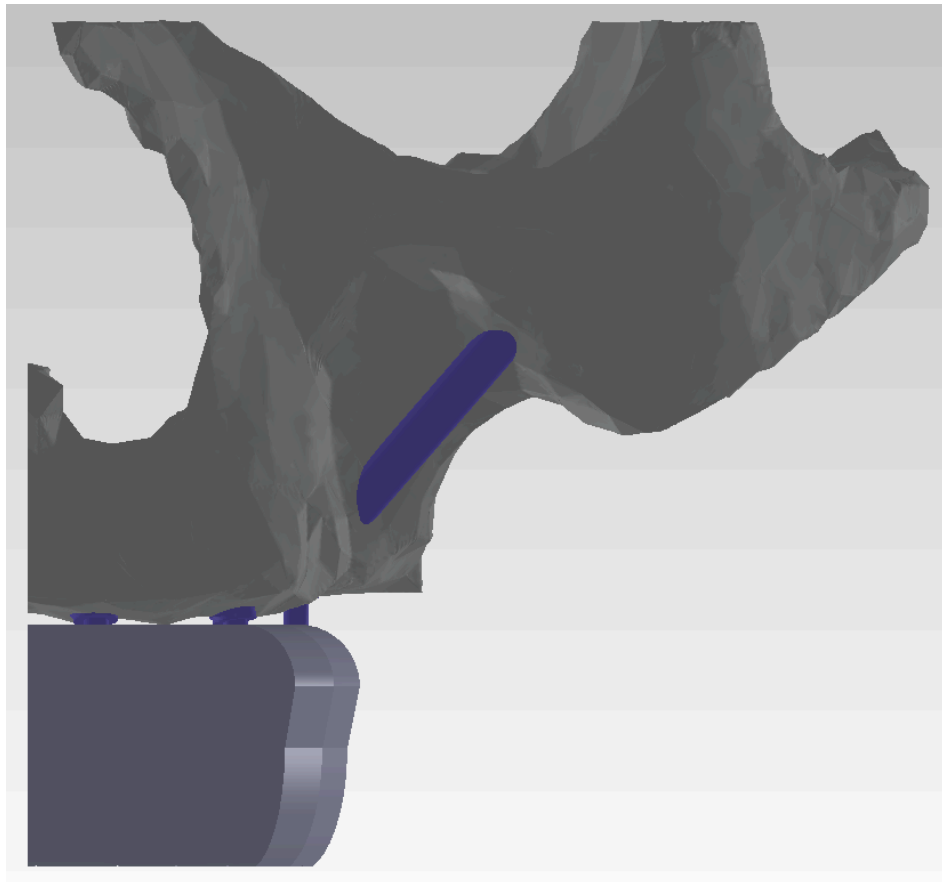


Figura 4.17: Modelo de mitad con estructura protésica.

4.2. Mallado del modelo

El mallado es un proceso en el que a partir de una geometría se obtiene un modelo compuesto por un número de elementos. Estos elementos están definidos por nodos asignados a un sistema de coordenadas común. Al ver el conjunto de nodos generar todos los elementos que componen el volumen de la geometría se visualiza un mallado o malla del modelo. Se habla de elementos finitos puesto que se trata de un conjunto de elementos definidos por nodos que representan un modelo discreto de la pieza geométrica real.

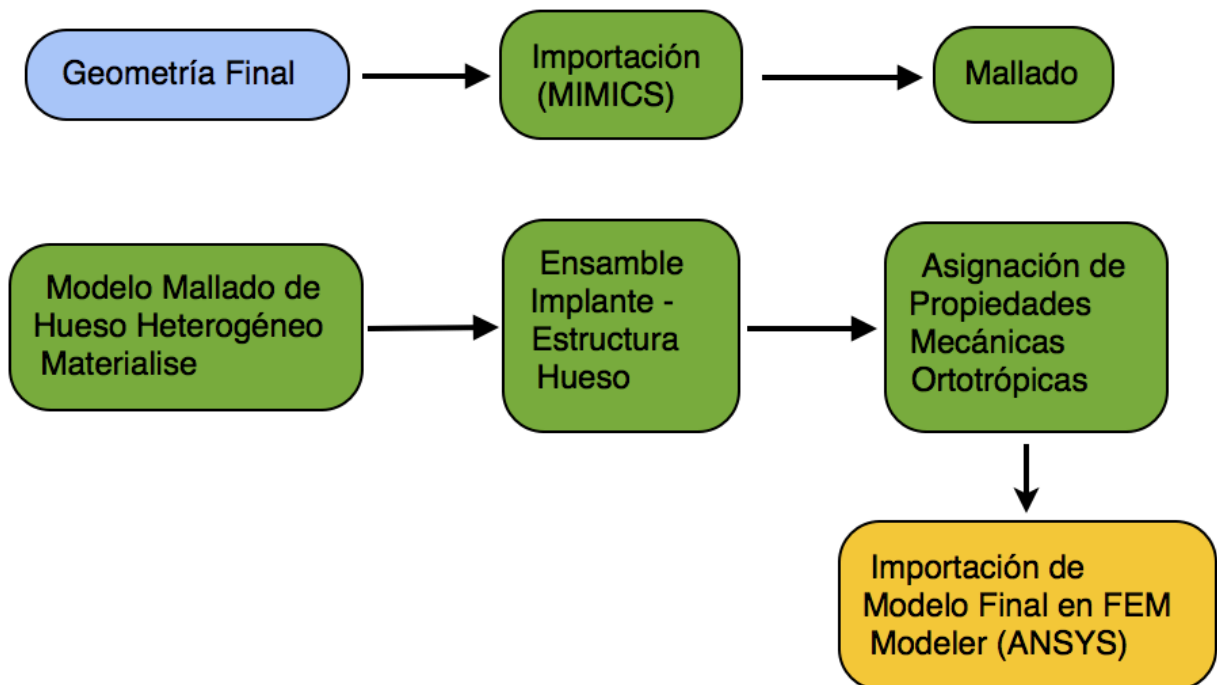
Para el mallado del modelo se utilizan una serie de programas que mallan y asignan propiedades ortotrópicas al modelo. Entre estos podemos destacar MIMICS y el módulo ICEM CFD de ANSYS. El resultado de esta etapa es obtener un modelo completo utilizable en ANSYS para la simulación.

En el presente trabajo se realizan mallados de prueba y mallados para modelos simples en los programas ANSYS Workbench y el módulo ICEM CFD.

Las mallas de alta complejidad se realizan por parte de la empresa Materialise mediante el módulo 3-Matic del programa MIMICS con lo que se genera una malla capaz de simular en ANSYS las cargas y el contacto no lineal.

Mediante el módulo ICEM de ANSYS se generan los mallados para los modelos con fases cortical y trabecular diferenciadas. Se comienza realizando mallados con elementos SOLID 185 con preponderancia a tetraedros con tamaño mínimo de elemento de $7,5E-04$ [m] y máximo de $9E-04$ [m] tal como se realizó en estudios anteriores [4].

Los principales pasos de esta etapa se explican en el siguiente esquema:



4.2.1. 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 módulo de ANSYS Workbench. Es sabido que el tamaño del elemento puede afectar los resultados del modelo y tiene directa relación con el tiempo de solución de cada situación modelada.

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 4.18.

Figure 1: SOLID185 Homogeneous Structural Solid Geometry

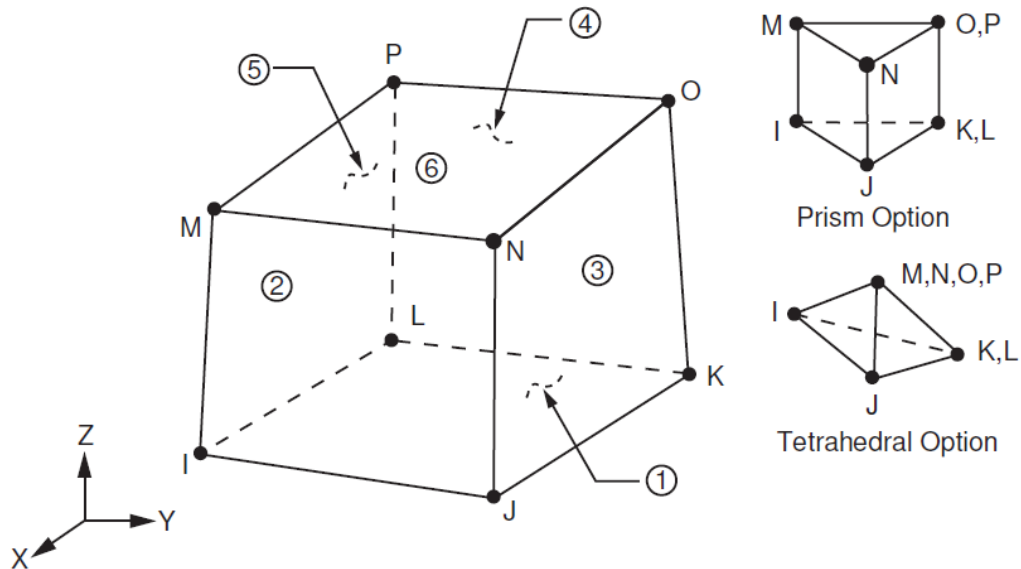


Figura 4.18: Disposición general elemento tipo SOLID185

Se crea una malla para cada una de las partes (Cortical, Trabecular, cada implante y estructura) guardando cada malla en un archivo distinto. Cada una de estas mallas se exporta en formato .CDB. El formato CDB permite importar a ANSYS sistemas de coordenadas, nodos, elementos, materiales, bloques, zonas de contacto, cargas, etc. En el anexo A se explica más en detalle algunas características de este formato.

4.2.2. Heterogeneidad y Asignación Ortotrópica

La resistencia mecánica del hueso tiene directa relación con la estructura interna del mismo, especialmente con la orientación de las trabéculas. Es muy difícil 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. Sin embargo existen diferentes aproximaciones que se pueden tomar para generar un modelo competente con la heterogeneidad del tejido óseo y con las condicionadas propiedades mecánicas.

En este trabajo, gracias a la participación de Materialise, se asigna al modelo mallado la información de la densidad aparente rescatada del procedimiento TAC, de acuerdo con la escala de grises o Hounsfield, obteniéndose así un modelo heterogéneo.

Para la ortotropía se utilizó una relación de la densidad con las propiedades mecánicas a incorporar. Según la literatura, lo que usualmente se aplica es una relación del tipo Carter y Hayes [19], sin embargo las relaciones dependen de variables recolectadas empíricamente para cada caso o hueso en particular, estas aún no son conocidas para este caso de un maxilar humano desdentado completo.

Por otro lado, hay que tener en cuenta que entre el tipo de hueso cortical y el trabecular existen variaciones biomecánicas intrínsecas por lo que es necesario diferenciar dos ecuaciones dependiendo de una densidad frontera, bajo esa densidad se ocupa una ecuación para las propiedades del hueso trabecular y sobre ese parámetro la correspondiente al cortical. Según Perillo-Marcone et al. [20], un buen parámetro de densidad frontera para diferenciar entre hueso cortical y trabecular es la densidad aparente de 0,778 g/cm³.

Es posible aplicar a priori las relaciones de acuerdo a los estudios de Perez [22] basados en el caso de un fémur porcino.

$$E^C = 2065 * \rho_{ap}^{3,09} [MPa] \quad \text{ec.4.1}$$

$$E^T = 1904 * \rho_{ap}^{1,64} [MPa] \quad \text{ec.4.2}$$

$$G_l^C = 3892 * \rho_{ap}^2 - 7385 * \rho_{ap} + 4646 [MPa] \quad \text{ec.4.3}$$

$$G_l^T = 524 * \rho_{ap}^{1,78} [MPa] \quad \text{ec.4.4}$$

$$\nu_{pl}^C = 0.0623 * \rho_{ap}^2 - 0.2827 * \rho_{ap} + 0.5249 \quad \text{ec.4.5}$$

$$\nu_{pl}^T = -0.05331 \rho_{ap}^4 + 0.1843 * \rho_{ap}^3 - 0.2438 * \rho_{ap}^2 + 0.1721 * \rho_{ap} - 0.1675 \quad \text{ec.4.6}$$

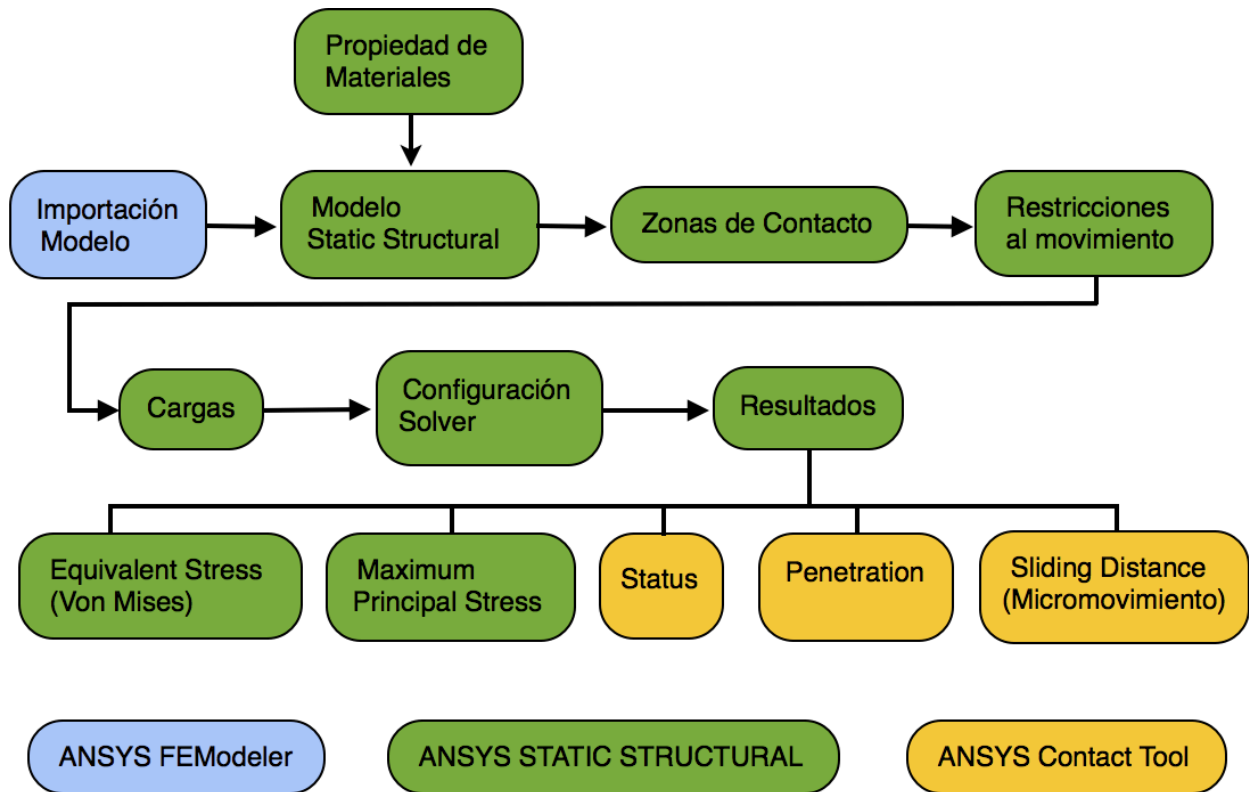
Donde: ρ_{ap} es la densidad para cada punto o sector en la estructura ósea, E es el Módulo de Elasticidad (dirección longitudinal); G es el Módulo de corte (dirección longitudinal); y ν el Módulo de Poisson (entre las direcciones del plano y el sentido longitudinal). Los superíndices C y T corresponden a Cortical y Trabecular. De esta manera se puede asociar discretamente las diferentes propiedades a cada elemento del modelo correspondiente.

Estas relaciones son entregadas a la empresa Materialise, encargados de incluir los datos de entrada según la información de densidad desde la adquisición en DICOM. Como resultado se reciben diferentes archivos .CDB y .STL con el modelo mallado. El resultado de la asignación

de propiedades se presenta en un archivo .TXT con las propiedades heterogéneas de la estructura ósea como también las propiedades mecánicas ortotrópicas. Posteriormente estos archivos son importados en ANSYS Workbench para realizar las simulaciones.

4.3. Pre-proceso en ANSYS

Antes de las respectivas simulaciones en ANSYS, el trabajo consiste en importar al programa el modelo mallado y asignar las condiciones faltantes como materiales, contacto, restricciones al movimiento y cargas para realizar las simulaciones numéricas. A continuación se muestra diagrama que indica los principales pasos realizados para obtener los resultados.



4.3.1. Importación en ANSYS

Una vez obtenidos los archivos .CDB o STL de los modelos completos correspondientes se utiliza el programa ANSYS Workbench mediante el módulo FEModeler para importarlo. A su vez mediante el módulo Engineering Data, es ingresada la información necesaria de los materiales que no vienen incluidos en el modelo como las aleaciones de Titanio y la de Cobalto

– Cromo como también las propiedades del acrílico comercial para la estructura protésica. 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 structural de acuerdo a los datos de antecedentes. La figura 4.19 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.

Para los modelos adquiridos a Materialise, la información referente a la estructura ósea heterogénea y con propiedades mecánicas ortotrópicas incluidas en el archivo .TXT son importadas en el pre-proceso del módulo de Workbench., mediante una línea de comandos o “Command Line”. Todo lo incluido en esta pre-etapa inhabilita las entradas de datos e información tradicionales.

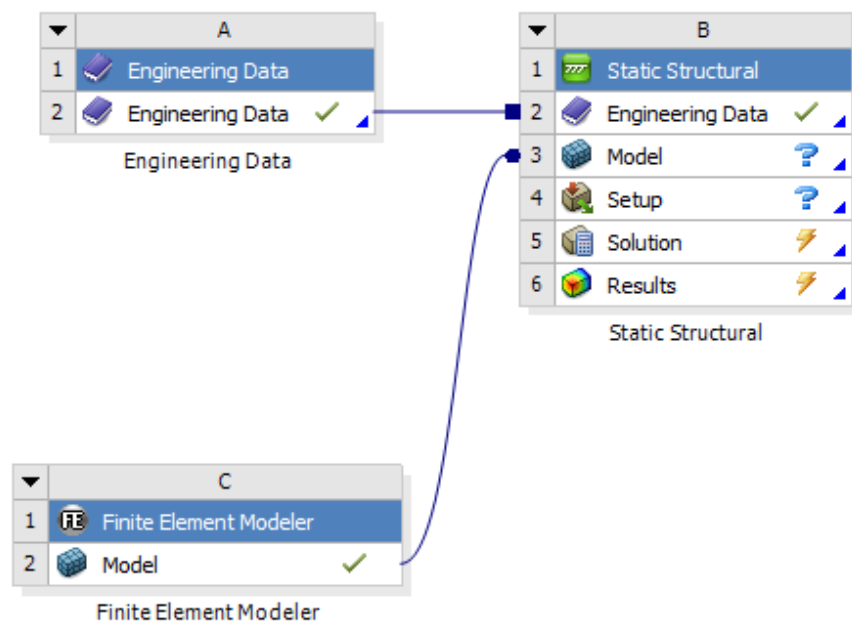


Figura 4.19: Método para importar mallas y materiales en Workbench de ANSYS.

4.3.2. Zonas de contacto

Las situaciones de contacto convierten el problema lineal en un problema 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 - hueso e implante - estructura de unión se modela como un contacto “Bonded” que es un contacto

perfectamente pegado. El contacto entre tejido óseo 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 [17], mientras que para el contacto entre hueso trabecular e implante se utiliza un coeficiente de roce de 0,77 [18].

Para la formulación del contacto, ANSYS permite definir el tipo de contacto de 4 maneras: Augmented Lagrange, Pure Penalty, MPC y Normal Lagrange. De acuerdo a las experiencias pasadas 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 y el programa no reconoce correctamente todas las superficies en contacto, por lo que se seleccionan algunas de las zonas de contacto manualmente, se busca corregir zonas que no han sido reconocidas como contacto o zonas que no son de contacto y que han sido reconocidas como tal.

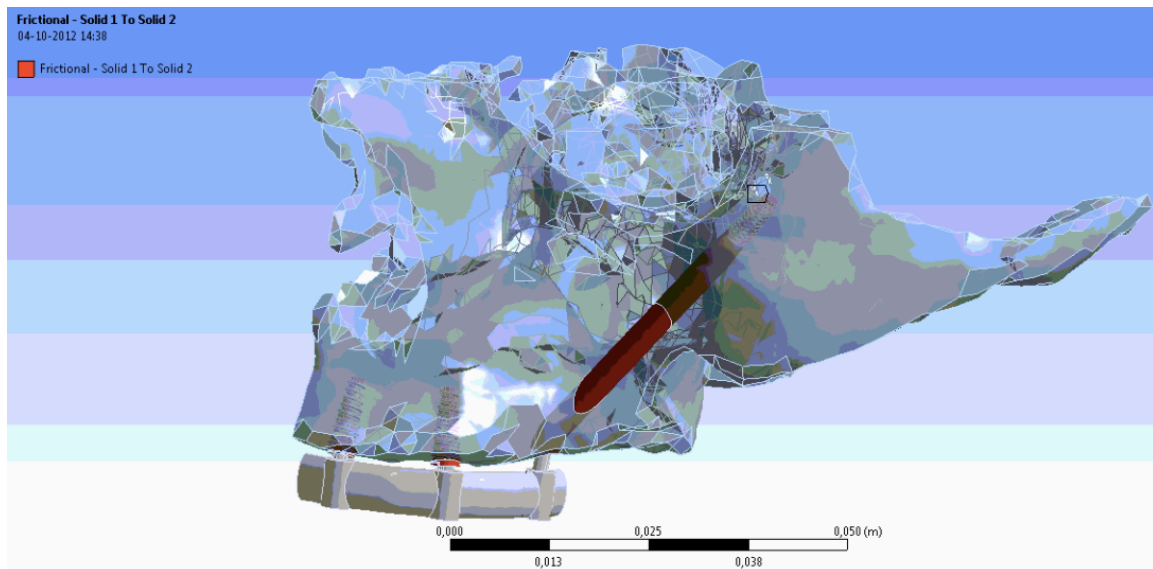


Figura 4.20: Zonas de contacto entre implantes y hueso trabecular.

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 problema estudiado se establece de manera que el cuerpo que recibe la carga directamente distribuye carga sobre los cuerpos que reciben y así en orden, por ejemplo la estructura carga sobre un implante y este carga sobre el hueso cortical y el trabecular, a sí mismo el hueso cortical carga sobre el trabecular para

todos esos casos. 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.

A modo de ejemplo en la figura 4.20 se muestra en color rojizo la zona de contacto para el modelo preliminar importado Materialise. En este caso el modelo es simplificado para validar algunos parámetros como el tipo de mallado y las propiedades mecánicas ortotrópicas, por lo que solamente están presentes 2 sólidos o cuerpos, un de tejido óseo y la supraestructura completa de aleación de Titanio.

4.3.3. Restricciones al movimiento:

Para modelar las restricciones al movimiento se asume que el desplazamiento en las caras superiores de corte de la estructura y alejadas de las zonas a estudiar es nulo. La figura 4.21 muestra las superficies seleccionadas como superficies fijas en el modelo.

Como en este caso se considera el “medio modelo”, se debe aplicar una condición de restricción al movimiento extra que simule las condiciones de simetría. Se seleccionan así las superficies que se muestran en la figura 4.22 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.

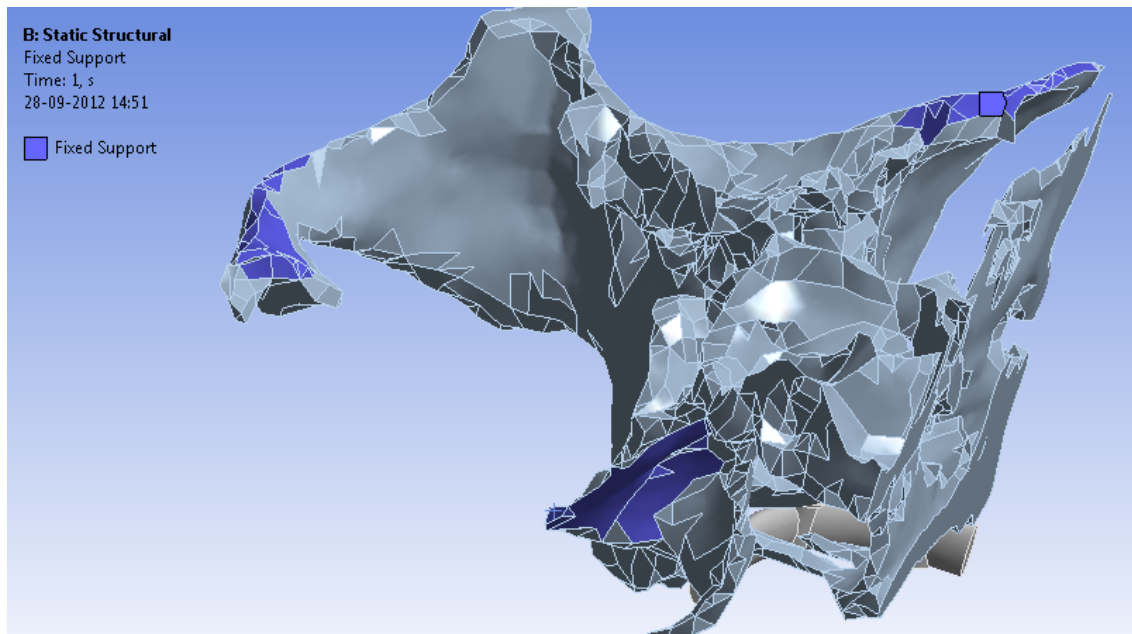


Figura 4.21: Superficies con restricción total al movimiento.

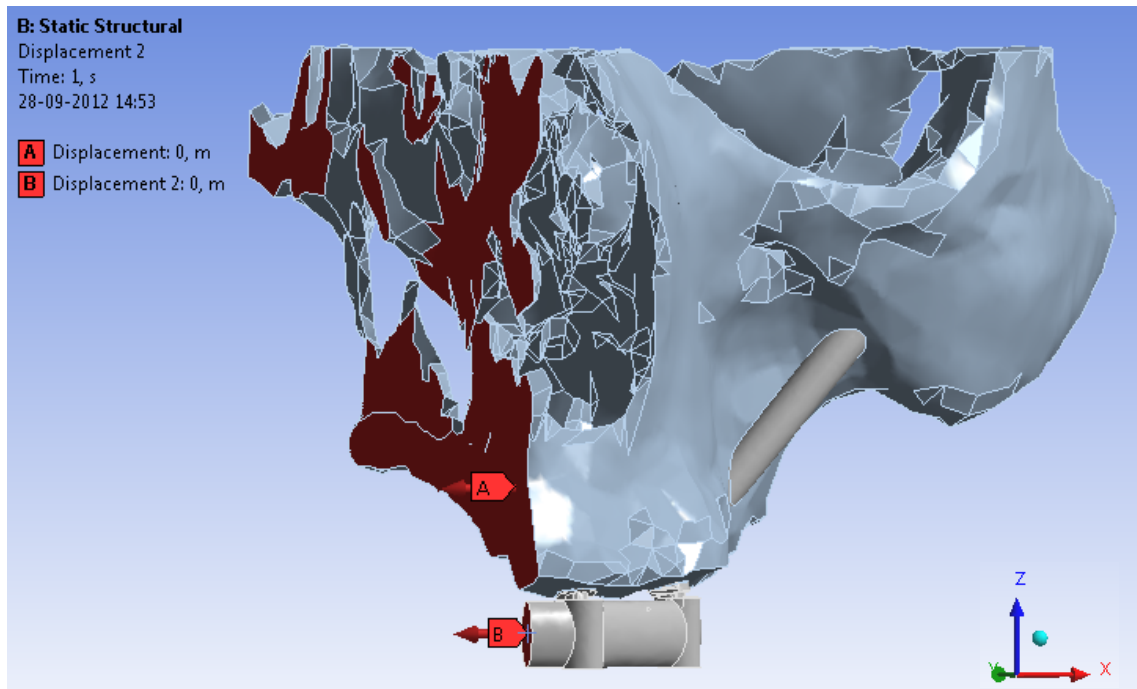


Figura 4.22: Superficies con restricción en el plano al movimiento.

4.3.4. 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, siempre produce una fuerza de magnitud previamente asignada.

La fuerza se asigna según componentes en los ejes globales. Los 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.

Las cargas aplicadas al modelo comprenden fuerzas en 3 puntos de la estructura, aplicado distintamente en el punto B, C y D. Estas fuerzas se denominan FB, FC y FD respectivamente. FB está aplicada en la zona incisiva, FC en la zona canina y FD en la zona molar del maxilar como se ve en la figura 4.23.

Además se utiliza una fuerza “de mordida”, también de magnitud total 252[N], denominada F3, está compuesta por los vectores [5, -5, 50] aplicado en B, [10, -5, 90] aplicado en C y [10, -10 110] aplicado en el punto D de la estructura como se ve en la figura 4.23.

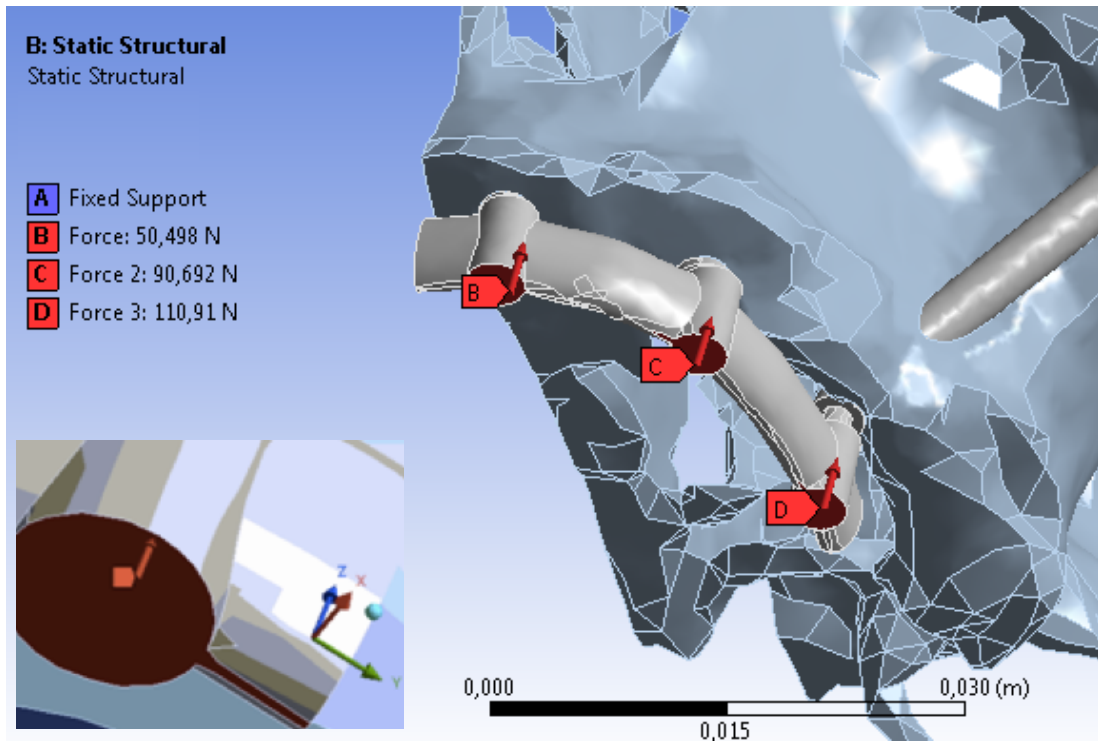


Figura 4.23 Fuerzas aplicadas en 3 puntos de la estructura.

4.3.5. Configuración Solver

El solver que se utiliza es ANSYS APDL, que es el Solver predeterminado para resolver los problemas de estática estructural. Ya que el problema de contacto no lineal estudiado en este trabajo es solo un caso particular en 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 4.24 muestra la configuración general de los parámetros utilizados para resolver el modelo.

Details of "Analysis Settings"	
Step Controls	
Number Of Steps	100,
Current Step Number	Multi Step
Step End Time	Multi Step
Auto Time Stepping	On
Define By	Substeps
Carry Over Time Step	Off
Initial Substeps	1,
Minimum Substeps	1,
Maximum Substeps	20,
Solver Controls	
Restart Controls	
Generate Restart Points	Manual
Load Step	Last
Substep	Last
Retain Files After Full Solve	No
Nonlinear Controls	
Force Convergence	Program Controlled
Moment Convergence	Program Controlled
Displacement Convergence	Program Controlled
Rotation Convergence	Program Controlled
Line Search	On
Stabilization	Off
Output Controls	
Calculate Stress	Yes
Calculate Strain	Yes
Calculate Contact	Yes
Calculate Results At	Last Time Point
Analysis Data Management	
Visibility	

Figura 4.24: Configuración general del Solver para el problema de contacto no lineal.

4.3.6. Configuración de Variables de Salida

En la sección "Solution" del flujo de trabajo de ANSYS dentro del módulo "Mechanics" se insertan todas las variables de salida de interés, en este caso se solicita la recolección de datos para los desplazamientos relativos o "Sliding Distance" parámetro que en este trabajo representa los micromovimientos. A su vez se registran los datos para el desplazamiento total o "Total deformation", el esfuerzo equivalente o de Von-Mises; la penetración, el estado de contacto y el espaciado o "Gap". Lo anterior se muestra en la figura 4.25.

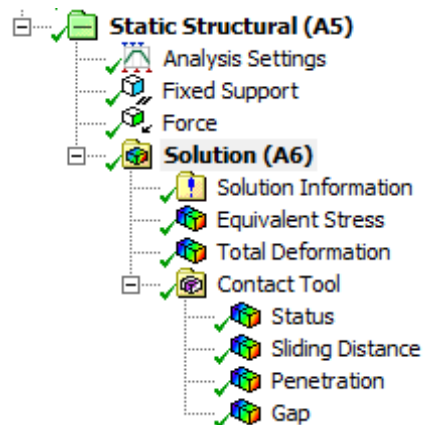


Figura 4.25: Configuración de variables de salida.

Contact Tool

Se configura la herramienta de contacto seleccionando las zonas de contacto de interés, es necesario descartar todos los contactos entre superficies hueso-hueso e implante-estructura de unión.

Sliding Distance

Los valores de micromovimiento obtenidos del resultado directo de la simulación nos indica el deslizamiento máximo entre alguna zona de contacto, por ende este valor puede estar sesgado por algún caso puntual o singularidad relacionado con las superficies de contacto irregulares, por ejemplo en la zona de los hilos de un implante.

Para obtener un parámetro de mayor calidad para el análisis se calcularon los promedios de los micromovimientos, este dato entrega un valor normalizado de los micromovimientos para todos los nodos en las zonas de contacto. Mediante el menú de despliegue sobre la herramienta “Sliding Distance” se realizó la exportación de los datos asociados a cada nodo involucrado en la zona de contacto hacia una planilla de cálculos. Mediante esta planilla que recolecta datos del orden de millones se realiza un promedio simple con lo que se obtiene el promedio de micromovimientos. Así mismo se pueden realizar promedios para otros parámetros de interés. Asociados al Gap, Penetración y Status se generan datos para los nodos involucrados en las zonas de contacto, para el Desplazamiento Total y los Esfuerzos Equivalentes los datos son para todos los del modelo.

Penetration

La principal herramienta a utilizar como parámetro de verificación es la penetración. Este tiene el objetivo de validar el valor obtenido de micromovimientos en las superficies de contacto. En la eventualidad de obtener un valor de penetración máxima mayor a un 20% del valor obtenido

para el micromovimiento máximo, se indica que el deslizamiento asociado está distorsionando por una superposición de las mallas geométricas en la zona de contacto.

La forma de mejorar este problema es refinar la malla en las superficies de contacto. Además puede ser necesario revisar que el modelo geométrico no tenga interferencia en las superficies de contacto.

Gap

Al igual que el caso de la penetración, este parámetro es útil para la comprobación de la calidad de los datos obtenidos. El gap muestra la distancia de separación que existe entre las superficies de las zonas de contacto, en específico indica la distancia entre nodos que supuestamente están en contacto. Un gap con valores mayores que para el parámetro de distancia de deslizamiento invalidaría este parámetro como valor directo de micromovimiento.

Equivalent Stress (Von Mises)

Un cuerpo sujeto a cargas en 3 dimensiones involucra también un sistema de tensiones en las 3 dimensiones. En cualquier punto o elemento dentro del cuerpo hay esfuerzos que actúan en diferentes direcciones, el esfuerzo resultante visto como vector presenta cambios de la dirección y la magnitud que varían puntualmente. El criterio de esfuerzo equivalente de Von Mises, teoría de la distorsión de la Energía, es una fórmula para calcular si el esfuerzo combinado o total en un punto y momento dado va a provocar una falla, al comparar el valor máximo obtenido con el límite de elasticidad del material. Los esfuerzos obtenidos corresponden a esfuerzos equivalentes de Von-Mises para el implante y para los cuerpos óseos.

Total Deformation

En una simulación, la deformación del modelo debido a las condiciones de cargas y variables de entrada provocan el movimiento total de cada uno de los elementos finitos, este movimiento se conoce como deslizamiento total. Esta distancia medida ya no es relativa entre elementos o cuerpos del modelo sino que al ser total se mide con respecto al origen del sistema.

Status

El Status muestra el estado general en el que se encuentra el contacto, esto es representado por una escala adimensional, así es como dependiendo de la magnitud las superficies en contacto están desde pegadas o fijas, deslizantes, cercanas, lejanas o no restringidas (o fuera de alcance a contacto).

5. Resultados

Los resultados para los 5 casos a estudiar planteados en el capítulo 4 “Desarrollo de Modelación General” no se obtuvieron por no lograr llevar a cabo las simulaciones para los determinados modelos. Esto se trata en extensión en capítulo 7.

A pesar de lo inconveniente es de utilidad revisar algunos casos expuestos en dos secciones según las siguientes configuraciones de modelación:

- **Modelo con estructura 6x3 de aleación de titanio:** modelo “Materialise” de sistema implante compuesto por una estructura ósea, 2 implantes zigomáticos en el sector posterior y 4 implantes estándar en el sector anterior, con una estructura de unión de sección 6x3 de aleación de titanio.
- **Modelos con Fases Cortical y Trabecular:** Modelos de sistema implante compuestos por estructuras óseas con fases cortical y trabecular diferenciadas, 2 implantes zigomáticos en el sector posterior y 4 implantes estándar en el sector anterior, con las distintas estructuras de unión.

5.1. Modelo con estructura 6x3 de aleación de titanio

A continuación se presentan los resultados de variaciones del modelo recibido por parte de Materialise. Finalmente el único modelo de este tipo con el que se logró obtener resultados de simulación, corresponde a una simplificación del modelo que se pretendía llevar a cabo.

Las diferencias con el modelo que se pretendía exponer en este trabajo según la metodología inicial son las siguientes:

- No se considera heterogeneidad en los tejidos óseos.
- Se utiliza un solo tipo de estructura de unión correspondiente al de sección 6x3 de aleación de titanio, por lo que representa a 1 de los 5 modelos listados originalmente.
- Dado que existen zonas de contacto entre implantes y solamente un tipo de estructura ósea, se utiliza un coeficiente de contacto friccional.

En resumen, el modelo tratado tiene las siguientes simplificaciones y características:

- Modelo con una estructura ósea compuesta de un cuerpo sólido homogéneo;
- Estructura ósea con propiedades mecánicas ortotrópicas;
- Sistema implante compuesto por implantes y estructura de unión como un solo sólido o cuerpo;
- Sistema implante totalmente de aleación de titanio;
- Mitad de modelo con condiciones de simetría;

En este capítulo, debido a la gran cantidad de resultados se muestran solo algunas imágenes representativas. En general para modelos similares las gráficas muestran sólo pequeñas variaciones. Son de mayor interés los ordenes de magnitud de los resultados utilizando las gráficas para dar una idea general de deformación, de concentración esfuerzos o deslizamientos.

5.1.1. Casos al variar coeficiente de fricción

Se estudian 3 casos al variar el coeficiente friccional para la zona de contacto entre tejido óseo e implante. La estructura ósea utilizada corresponde a material de hueso trabecular solamente, utilizando las propiedades mecánicas ortotrópicas para este tipo de material. Para los 3 casos se aplica una carga de masticación del tipo F3 visto en la sección 4.3.4.

Se identifican así los resultados para las siguientes variaciones del modelo:

- Modelo 1: estructura ósea trabecular; coeficiente friccional de 0,77; carga F3;
- Modelo 2: estructura ósea trabecular; coeficiente friccional de 0,65; carga F3;
- Modelo 3: estructura ósea trabecular; coeficiente friccional de 0,73; carga F3;

Micromovimientos

	Micromovimiento Promedio [μm]	Micromovimiento Máximo [μm]
Modelo 1	0,33	7,62
Modelo 2	0,41	8,81
Modelo 3	0,36	8,05

Los valores obtenidos de micromovimiento máximo están dentro del margen de 150 [μm] máximo esperado. La figura 5.1 muestra la distribución de los micromovimientos obtenidos en las zonas de contacto del modelo 3 en representación de las graficas obtenidas para todos los modelos ya que en general esta distribución se mantiene consistente en todos los modelos. Se observa que el mínimo micromovimiento está en la zona de la cabeza del implante cigomático, también los implantes estándar presentan bajos grados de micromovimiento. La zonas de mayores deslizamientos están en el apoyo del implante cigomático en la zona maxilar.

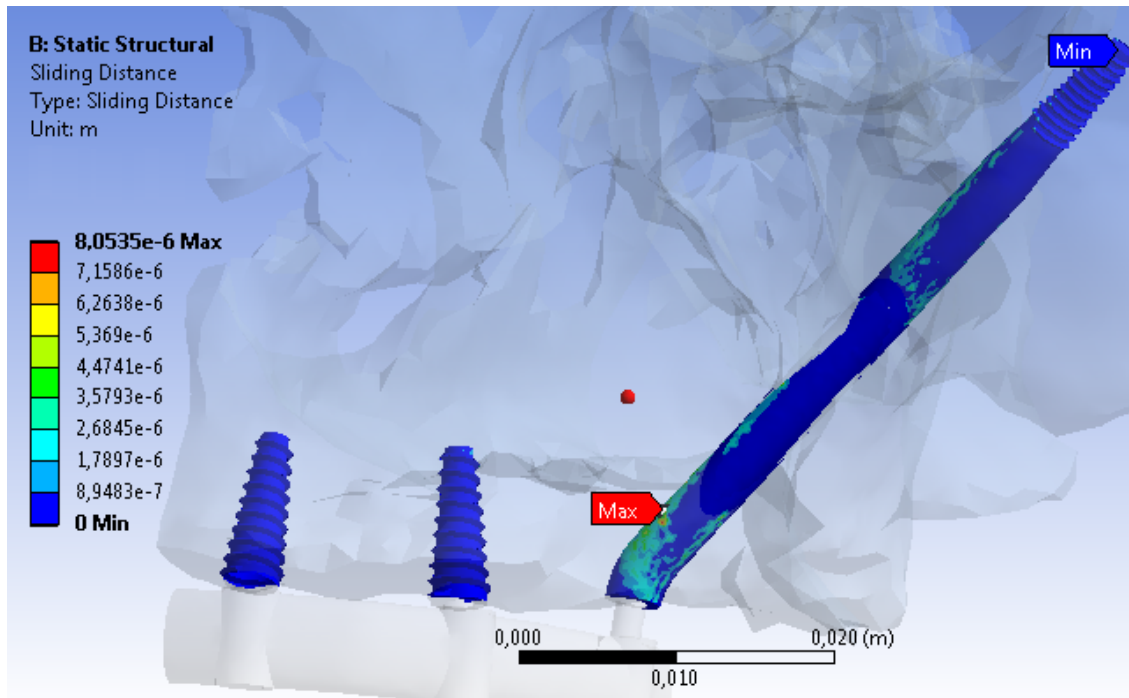


Figura 5.1 Distribución de Micromovimientos, modelo representativo 6x3.

Penetración

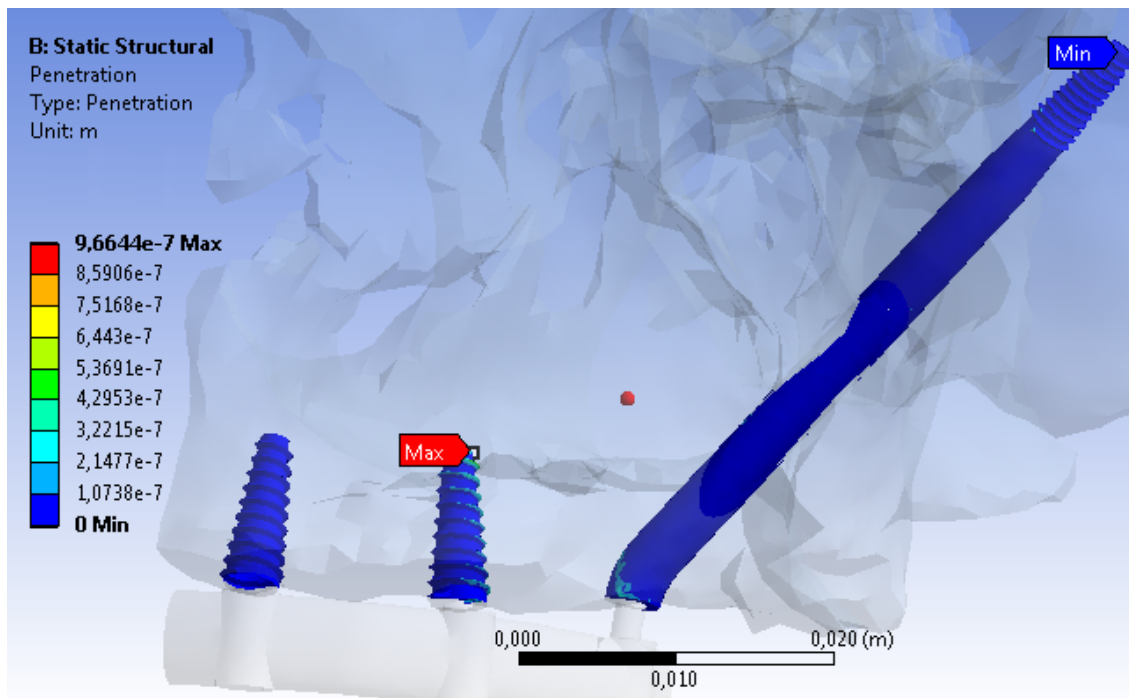


Figura 5.2 Distribución de Penetración, modelo representativo 6x3.

	Penetración Promedio [μm]	Penetración Máxima [μm]
Modelo 1	0,020	0,959
Modelo 2	0,021	0,985
Modelo 3	0,020	0,966

En la figura 5.2 se ilustran valores máximos en la punta del implante estándar en canino. Nuevamente se obtienen valores mínimos en la zona de la cabeza del implante cigomático.

Esfuerzo Equivalente (Von-Mises)

	Esfuerzo Equivalente Promedio [MPa]	Esfuerzo Equivalente Máximo [MPa]
Modelo 1	3,58	315,3
Modelo 2	3,55	314,5
Modelo 3	3,57	315,1

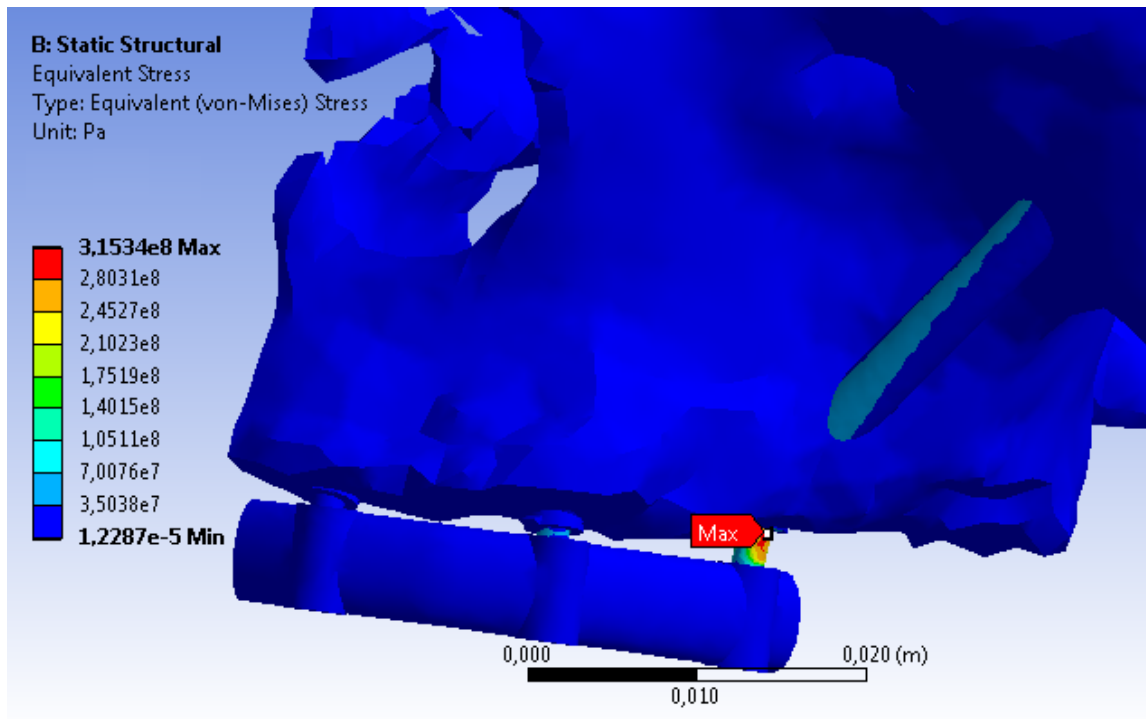


Figura 5.3 Distribución de Esfuerzos Equivalentes, modelo representativo 6x3.

Se observa en la figura 5.3 que la concentración de esfuerzos está en la zona de la camisa o pilar del implante cigomático. Este comportamiento se explica al considerar que este pilar de 2 milímetros de diámetro recibe una carga importante y se concentra el esfuerzo justo en la unión del pilar con la base del implante.

Desplazamiento Total

El desplazamiento total del modelo representa el movimiento o desplazamiento total de cada uno de los elementos del modelo con respecto a origen del sistema de coordenadas.

	Desplazamiento Total Promedio [μm]	Desplazamiento Total Máxima [μm]
Modelo 1	955,9	1870,3
Modelo 2	956,5	1871,4
Modelo 3	956,1	1870,7

En la figura 5.4 se ilustra la distribución de desplazamiento total, para todos los modelos se obtuvo un gráfico similar.

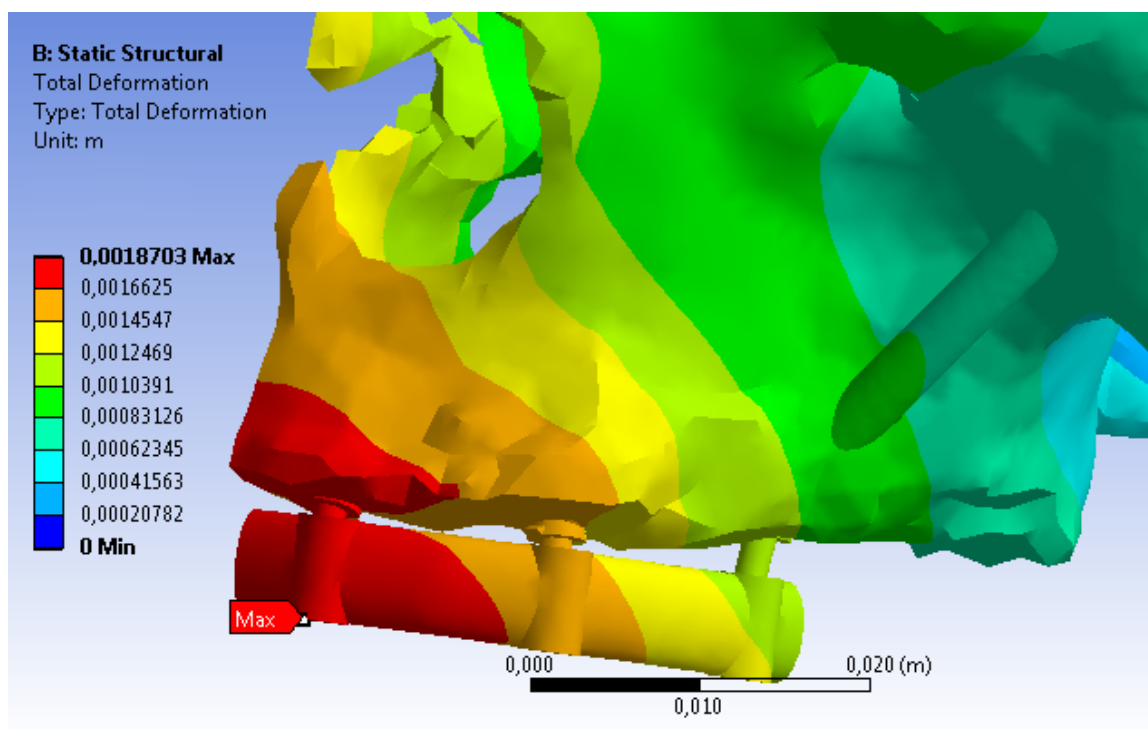


Figura 5.4 Distribución de Desplazamientos Totales, modelo representativo 6x3.

5.1.2. Casos al aplicar diferentes tipos de carga

Mediante el mismo modelo anterior, se estudia el efecto de aplicación de las diferentes cargas definidas en la sección 4.3.4. Se ahonda en los casos con estructura ósea trabecular y se plantean modelos con una estructura ósea ponderada denominada Trabecular-Cortical 9703 o TC9703.

La estructura ponderada se refiere a una estructura ósea de un material ficticio que considera una ponderación de sus propiedades mecánicas ortotrópicas con un 3% de representación cortical y un 97% representado por las propiedades mecánicas del hueso trabecular. El coeficiente friccional ponderado está calculado también en proporción 3% del coeficiente correspondiente al caso cortical y 97% del coeficiente para el caso trabecular, esto entrega un valor de 0,7664. Como se vio anteriormente la sensibilidad a la variación de este parámetro no es significativa, sin embargo igual se considera ponderarla para los casos correspondientes.

Se realizaron pruebas con un modelo simple tipo ortoedro de un cuerpo sólido óseo con un implante estándar, para diferentes ponderaciones siendo la de 97% de propiedades trabeculares la que se acercó mayormente a la situación para el caso estándar del capítulo 6. Esta estimación está aún muy alejada de lo que se pretende lograr sin embargo es un buen punto comparativo con los modelos que consideran presencia de tejido óseo solamente trabecular.

Para estos casos se estudia solamente el micromovimiento debido a que el comportamiento de las otras variables es similar a los casos vistos en la primera etapa.

Los casos estudiados son los siguientes:

- Trabecular FB: estructura ósea trabecular; coeficiente friccional de 0,77; carga FB;
- Trabecular FC: estructura ósea trabecular; coeficiente friccional de 0,77; carga FC;
- Trabecular FD: estructura ósea trabecular; coeficiente friccional de 0,77; carga FD;
- Trabecular F3: estructura ósea trabecular; coeficiente friccional de 0,77; carga F3;
- TC9703 FB: estructura ósea ponderada; coeficiente friccional ponderado; carga FB;
- TC9703 FC: estructura ósea ponderada; coeficiente friccional ponderado; carga FC;
- TC9703 FD: estructura ósea ponderada; coeficiente friccional ponderado; carga FD;
- TC9703 F3: estructura ósea ponderada; coeficiente friccional ponderado; carga F3;

A continuación se presentan los valores obtenidos:

	Micromovimiento Promedio	Micromovimiento Máximo
Trabecular FB	0,86	36,3
Trabecular FC	0,49	24,9
Trabecular FD	0,77	18,7
Trabecular F3	0,33	7,6

	Micromovimiento Promedio	Micromovimiento Máximo
TC9703 FB	0,40	17,5
TC9703 FC	0,20	7,9
TC9703 FD	0,41	10,6
TC9703 F3	0,16	4,1

5.1.3. Casos al aplicar precarga

Se estudian 3 casos al aplicar una precarga según el método aproximado para precarga utilizando una variación del diámetro medio del implante de 12 [μm].

El coeficiente friccional para la zona de contacto entre tejido óseo e implante se fija en un valor de 0,73. Para los 3 casos se aplica una carga de masticación del tipo F3 visto en la sección 4.3.4.

Se varía la estructura ósea utilizada entre hueso trabecular solamente, hueso cortical solamente y ponderado TC9703, utilizando las propiedades mecánicas ortotrópicas correspondientes para cada tipo de material.

Se identifican así los resultados para las siguientes variaciones del modelo:

- Modelo 4: estructura ósea trabecular; coeficiente friccional de 0,73; carga F3; precarga;
- Modelo 5: estructura ósea cortical; coeficiente friccional de 0,73; carga F3; precarga;
- Modelo 6: estructura ósea TC9703; coeficiente friccional de 0,73; carga F3; precarga;

Micromovimientos

	Micromovimiento Promedio [μm]	Micromovimiento Máximo [μm]
Modelo 4	0,416	30,45
Modelo 5	0,036	0,71
Modelo 6	0,178	3,85

Penetración

	Penetración Promedio [μm]	Penetración Máxima [μm]
Modelo 4	0,031	57,721
Modelo 5	0,006	0,049
Modelo 6	0,014	0,558

Esfuerzo Equivalente (Von-Mises)

	Esfuerzo Equivalente Promedio [MPa]	Esfuerzo Equivalente Máximo [MPa]
Modelo 4	3,66	480,69
Modelo 5	5,12	114,53
Modelo 6	3,03	225,24

Desplazamiento Total

	Desplazamiento Total Promedio [μm]	Desplazamiento Total Máxima [μm]
Modelo 4	959,6	1878,4
Modelo 5	29,8	68,7
Modelo 6	474,8	953,3

5.1.4. Estado de zonas de contacto

En la figura 5.6 están representados los comportamientos de Status de este tipo de modelos, en general para todos los casos se observan estados de deslizamiento leves para las zonas de contacto importantes. Se observan algunas lejanías en secciones donde no hay contacto importante.

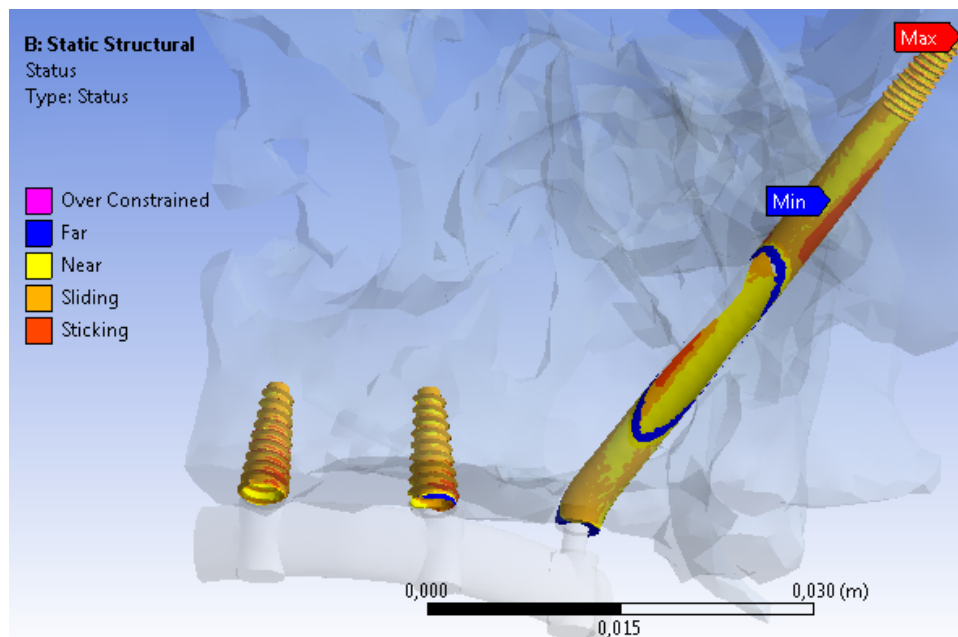


Figura 5.6: Distribución de estado de contacto, modelo representativo 6x3.

5.2. Modelos con Fases Cortical y Trabecular Diferenciadas

A continuación se exponen resultados de variaciones de los modelos de sistema implante compuesto por estructuras óseas con fases cortical y trabecular diferenciadas.

Las diferencias con el modelo que se pretendía exponer en este trabajo según la metodología inicial son las siguientes:

- Se utiliza tipo de contacto “Bonded” o de fijación perfecta para las zonas de contacto entre tejido óseo e implantes, al igual que para zonas de contacto hueso-hueso e implante-estructura de unión.

En resumen, el modelo tratado tiene las siguientes simplificaciones y características:

- La heterogeneidad es abordada por la composición o ensamble de la estructura ósea utilizando cuerpos de material trabecular y cortical.
- Estructuras óseas con propiedades mecánicas ortotrópicas;
- Sistema implante compuesto por implantes de aleación de titanio;
- Se utilizan todas las estructuras de unión vistas en el capítulo 4;
- Todos los contactos entre cuerpos son del tipo “Bonded”;
- Geometrías de estructuras óseas simplificadas;
- Implantes con hilo aplanado;
- Mitad de modelo con condiciones de simetría;

Para las geometrías de estructuras óseas cortical y trabeculares fueron necesarias correcciones de superficies y cortes de material de manera de simplificar la alta complejidad del modelo y disminuir la cantidad de elementos totales. Adicionalmente se utilizaron implantes con un tipo de hilo aplanado que se puede apreciar en la figura 10.18 en el Anexo E.

Resultados de micromovimientos para modelo con estructura de unión 6x3 de Cromo Cobalto:

	Micromovimiento Promedio [μm]	Micromovimiento Máximo [μm]
6x3__CoCr_FB	0,0005	1,11
6x3__CoCr_FC	0,0034	2,72
6x3__CoCr_FD	0,0007	0,63
6x3__CoCr_F3	0,0007	0,49

Resultados de micromovimientos para modelo con estructura de unión 6x3 de aleación de titanio:

	Micromovimiento Promedio [μm]	Micromovimiento Máximo [μm]
6x3_Ti6Al4V_FB	0,0006	1,79
6x3_Ti6Al4V_FC	0,0043	3,09
6x3_Ti6Al4V_FD	0,0005	0,44
6x3_Ti6Al4V_F3	0,0009	0,97

Resultados de micromovimientos para modelo con estructura de unión 3x6 de Cromo Cobalto:

	Micromovimiento Promedio [μm]	Micromovimiento Máximo [μm]
3x6_CoCr_FB	0,0005	0,62
3x6_CoCr_FC	0,0032	3,96
3x6_CoCr_FD	0,0006	0,61
3x6_CoCr_F3	0,0008	0,87

Resultados de micromovimientos para modelo con estructura de unión 6x3 de aleación de titanio:

	Micromovimiento Promedio [μm]	Micromovimiento Máximo [μm]
3x6_Ti6Al4V_FB	0,0008	1,67
3x6_Ti6Al4V_FC	0,0033	3,87
3x6_Ti6Al4V_FD	0,0007	1,16
3x6_Ti6Al4V_F3	0,0009	1,06

Resultados de micromovimientos para modelo con estructura de unión protésica de acrílico:

	Micromovimiento Promedio [μm]	Micromovimiento Máximo [μm]
Acrílico_FB	0,0004	0,55
Acrílico_FC	0,0045	4,19
Acrílico_FD	0,0004	0,37
Acrílico_F3	0,0010	0,65

6. Desarrollo de Modelación para Estudio de Precarga

El caso para estudiar precarga consta de un paralelepípedo de dimensiones 40 [mm] de ancho, 40 [mm] largo y 20 [mm] de alto, en el centro de la cara superior es insertado un implante tipo estándar. La fase de hueso cortical comprende un cascarón de 2 [mm] de espesor y la fase de hueso trabecular está contenida al interior con dimensiones 36 [mm] de ancho, 36 [mm] largo y 16 [mm] de alto. En la figura 6.1 se aprecia la geometría generada en SolidEdge para el modelo utilizado.

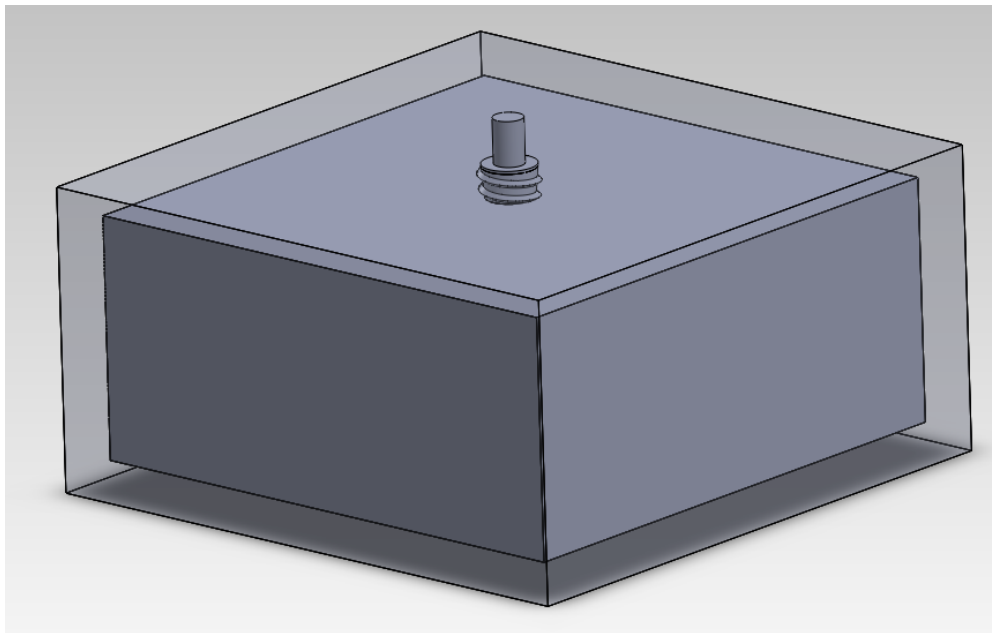


Figura 6.1: Modelo geométrico tipo ortoedro para el estudio de precarga.

De acuerdo con el punto 2.6 del método aproximado para precarga en el implante y la ecuación 2.6.1 se tiene el coeficiente α para esta aleación de titanio en particular es de $8,6E-06$ [$^{\circ}C^{-1}$], la longitud L que está dada por el diámetro medio del implante que es de 2,7 [mm] y la diferencia de temperatura ΔT [$^{\circ}C$] es la variable de entrada para lograr diferentes grados de dilatación, por ende distintas precargas asociadas.

6.1. Pre-proceso en ANSYS

Para este caso, ya que es un modelo simplificado no requiere de complicados métodos de modelaje ni mallados por lo que todo el proceso se realiza mediante la estructura de trabajo de ANSYS.

Al igual que en los modelos de sistema implante se configuran los materiales en el módulo de Engineering Data. En esta ocasión se utilizan los materiales para hueso cortical y trabecular y la aleación de titanio. El coeficiente α de la aleación se incluye dentro de estos datos de entrada.

6.1.1. Importación en ANSYS

Se importa la geometría realizada en SolidEdge directamente en un modelo de Estructura Estática o Static Structural para luego realizar las configuraciones pertinentes en el módulo Mechanics de ANSYS Workbench.

Se le asignaron los materiales a los cuerpos respectivos y al implante de titanio se le dio una condición de temperatura inicial en temperatura “By Body”. Además es necesario imponer una temperatura de ambiente en la configuración del Solver. La diferencia de estas temperaturas es la variable de entrada para el método que da como resultado una variación en el diámetro del implante.

En la resolución del problema el módulo estructural de ANSYS realiza la expansión térmica de manera inmediata por lo que no existe algún transiente y tiempo de proceso para este fenómeno. Para simular el caso real es necesario complementar el trabajo con el módulo de análisis térmico de ANSYS, lo que para este estudio no es de interés.

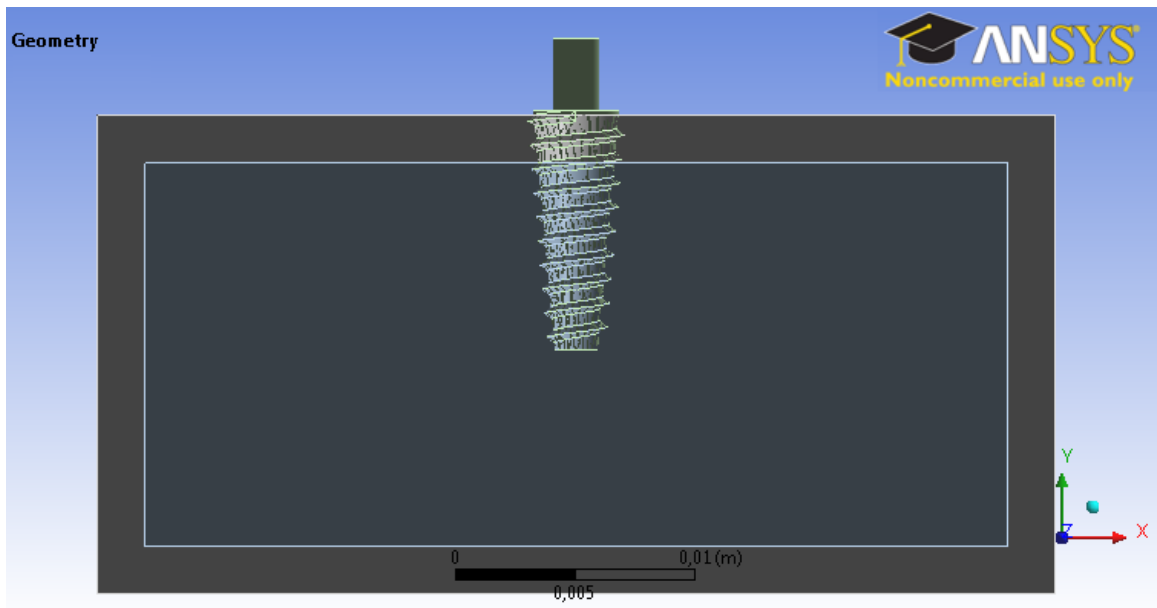


Figura 6.2 Geometría de modelo ortoedro importada en ANSYS.

6.1.2. Zonas de contacto

Las zonas de contacto son identificadas automáticamente y para un modelo tan simple no es necesario realizar ajustes o selección exclusiva de caras de contacto. Se utilizan las mismas condiciones básicas para contactos entre estructuras óseas en modo Bonded y contactos friccionales 0,65 y 0,77 para el caso del implante con las fases de hueso cortical y trabecular respectivamente.

6.1.3. Restricciones al movimiento y carga aplicada.

Se utiliza un soporte fijo en la cara inferior completa.

La carga aplicada es del tipo Fuerza de magnitud -200 [N], directamente en la cara circunferencial de la cabeza del implante en dirección vertical (eje Y).

Al igual que en los modelos anteriores se configura la aplicación de la fuerza en 100 pasos graduales hasta llegar al máximo de la fuerza aplicada.

6.1.4. Mallado del Modelo

Las mallas utilizadas en todos los modelos simples de ortoedro son estandarizadas de tamaño base mínimo de $1E-03$ [m] con refinamiento en las zonas de contacto con el implante de $5E-04$ [m]. Se utilizan elementos tetraédricos y son generadas de acuerdo al algoritmo “patch conforming”, es decir, ajustadas a la geometría original. En estudios pasados [4] se utilizaron mallados uniformes para este tipo de modelos simples, sin embargo en este estudio el tipo de mallado con refinamiento otorga mejores tiempos de proceso e incluso algunos modelos con ese tipo de malla no convergen.

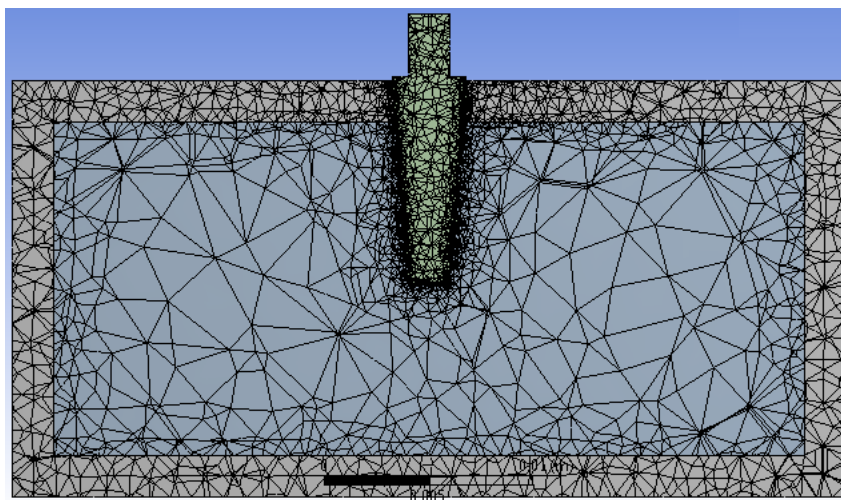


Figura 6.3 Vista de corte transversal de mallado para el modelo ortoedro.

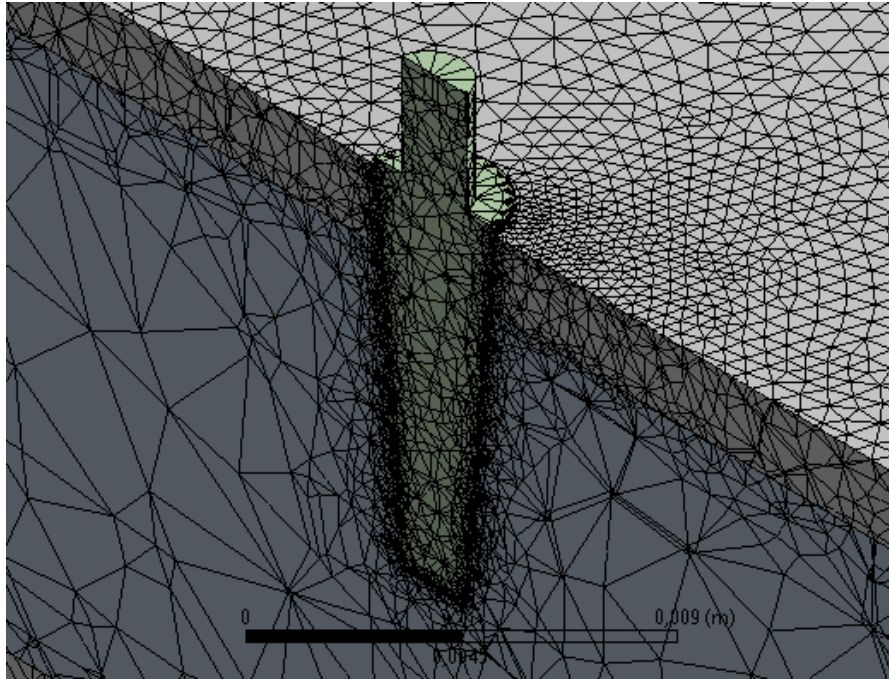


Figura 6.4 Detalle de mallado en zona de contacto.

6.2. Resultados

Este modelo se contrasta con el mismo modelo sin precarga, se tiene así identificado el modelo a observar estándar “sin precarga”.

Se consideran una serie de posibles casos de precarga correspondientes a diferencias entre el diámetro de la cavidad creada por la broca y el diámetros del implantes de 1, 12, 23 y 130 [μm].

El método para obtención de los resultados con precarga comprende la realización de una simulación en etapas donde en las primeras no existe carga auxiliar o de masticación sobre el implante, de esta forma se obtienen los valores de resultados para el caso recién implantado “con precarga”. Asociado a este estado existe una deformación de la cavidad que aloja al implante, por ende existen resultados para todas las variables asociadas, en particular micromovimientos iniciales. Luego se obtienen los datos para el estado final y se realiza una resta asociada a cada nodo, resultando en un valor de micromovimiento que corresponde en primera aproximación al valor que se espera asociado a la interacción del sistema al estar cargado por masticación.

6.2.1. Micromovimientos

En la siguiente tabla se presentan los resultados para micromovimientos.

	Micromovimiento Promedio [μm]	Micromovimiento Máximo [μm]
estándar "sin precarga"	0,07	3,25
precarga 1[μm]	0,10	3,86
precarga 6[μm]	0,24	3,68
precarga 12[μm]	0,26	3,69
precarga 23[μm]	0,27	3,73
precarga 130[μm]	0,26	3,56

En la figura 6.5 se aprecia que existen zonas donde el micromovimiento es mayor, esto es en el comienzo del tejido trabecular justo después de la interface hueso cortical - hueso trabecular y en la punta del implante lugar donde se encuentra el máximo micromovimiento. También hay un mayor micromovimiento general asociado al hilo del implante, esto concuerda con lo estudiado en trabajos anteriores.

6.2.1. Penetración

Los valores de Penetración están en un orden de magnitud menores lo que valida los valores obtenidos.

Identificador de Modelo	Penetración Promedio [μm]	Penetración Máximo [μm]
estándar "sin precarga"	0,02	0,44
precarga 1[μm]	0,02	0,49
precarga 12[μm]	0,06	1,59

6.2.2. Esfuerzo Equivalente (Von-Mises)

Los esfuerzos obtenidos corresponden a esfuerzos equivalentes de Von-Mises para tanto el implante como para las estructuras óseas. En la figura 6.6 se aprecia que existe una distribución de esfuerzos en el que el hueso cortical es sometido a una concentración de esfuerzos.

Identificador de Modelo	Esfuerzo Equivalente Promedio [Mpa]	Esfuerzo Equivalente Máximo [Mpa]
estándar "sin precarga"	5,35	131,34
precarga 1[μm]	5,55	111,51
precarga 12[μm]	16,24	673,36

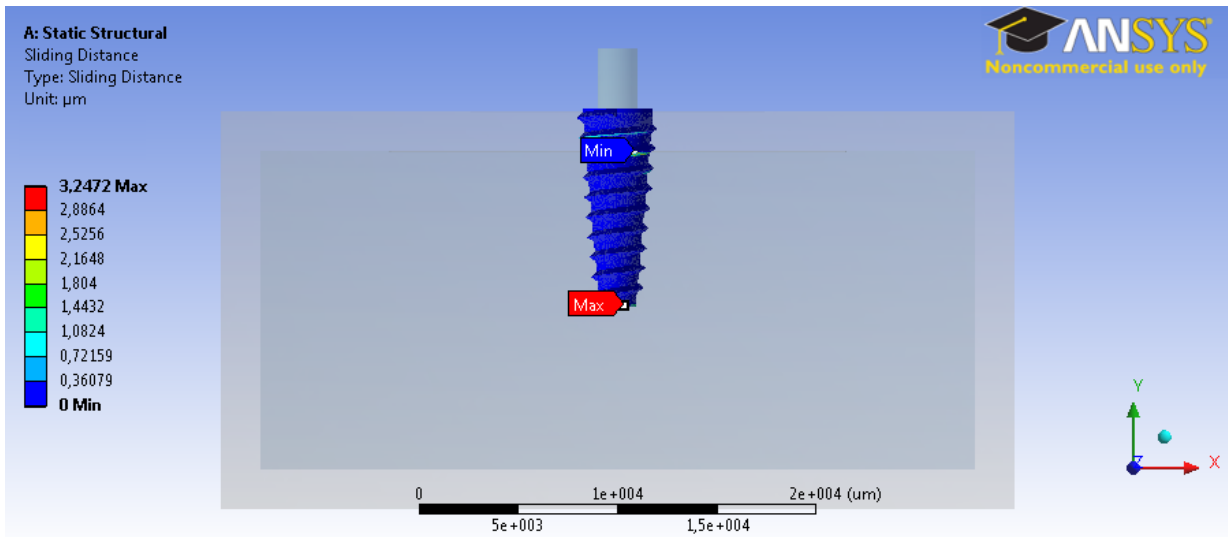


Figura 6.5 Sliding Distance para Modelo ortoedro sin precarga.

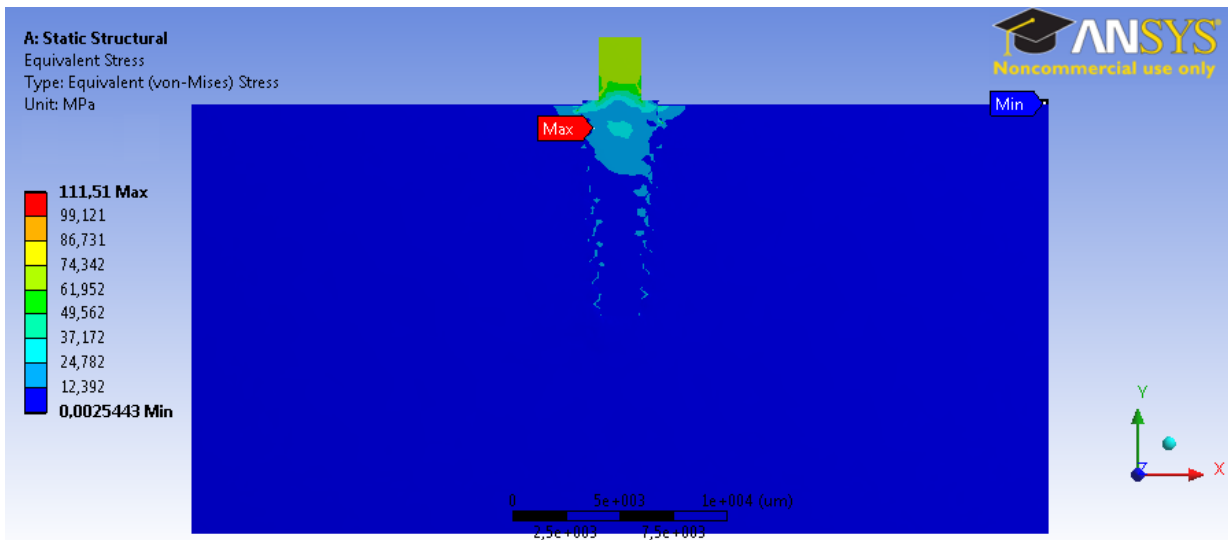


Figura 6.6 Distribución de Esfuerzo Equivalente para Modelo ortoedro con precarga.

6.2.3. Desplazamiento Total

Identificador de Modelo	Desplazamiento Total Promedio [μm]	Desplazamiento Total Máximo [μm]
estándar "sin precarga"	13,33	26,19
precarga 1[μm]	8,81	23,27
precarga 12[μm]	13,78	49,17

En las figuras 6.7 y 6.8 se puede comparar la leve diferencia en el campo de desplazamientos totales, se ve claramente un efecto de dilatación para el caso con precarga.

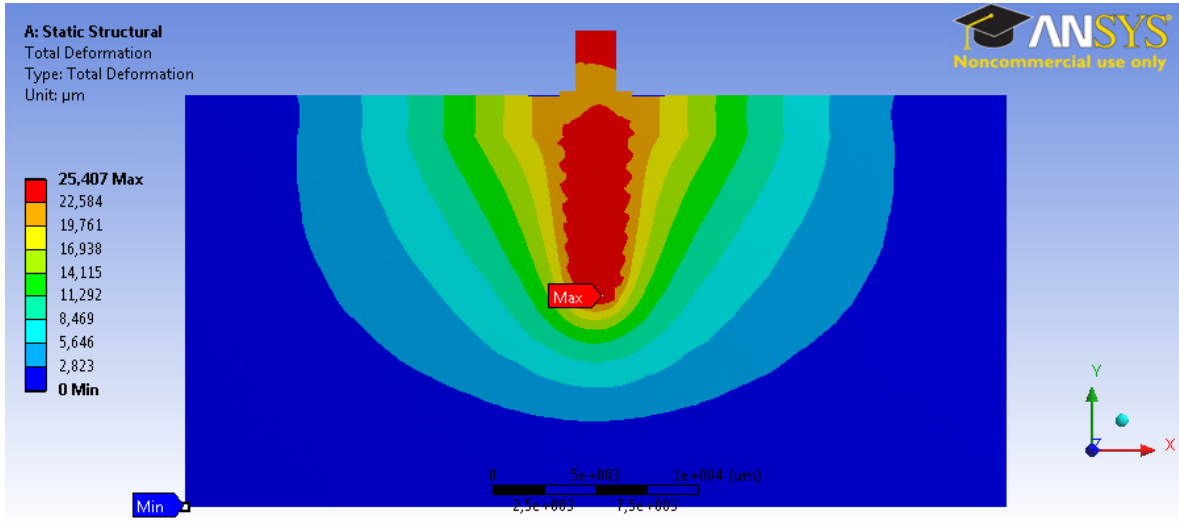


Figura 6.7 Distribución de Desplazamiento Total para Modelo ortoedro con precarga.

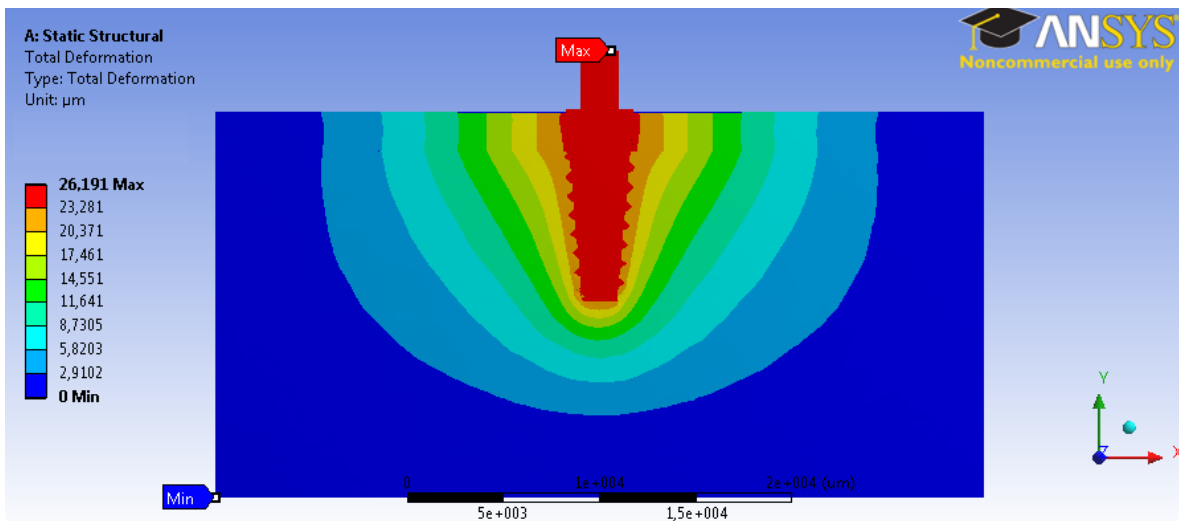


Figura 6.8 Distribución de Desplazamiento Total para Modelo ortoedro sin precarga.

7. Discusión y Análisis de Resultados

7.1. Discusión

Los resultados para los 5 casos a estudiar planteados en la sección 4 “Desarrollo de Modelación General” no se obtuvieron por no lograr llevar a cabo las simulaciones para los determinados modelos.

En el programa ANSYS, junto con los resultados directos existe un reporte de resolución, que entrega una bitácora de los pasos realizados. Se trata de un listado representado en códigos, comandos y comentarios donde se presentan inconvenientes encontrados, alertas de todo tipo, errores, tiempos de procesamiento, divergencias de simulación, entre otros. Es importante notar que una simulación que no corre por algún problema en particular, genera un reporte del que solamente se puede rescatar información hasta el error particular.

Con respecto a modelo Materialise:

Para los casos utilizando el modelo trabajado en junto a Materialise la principal dificultad es obtener resultados del modelo al cargar las condiciones de heterogeneidad ósea y las propiedades mecánicas ortotrópicas relacionadas con la escala de grises. La importación de esta información al modelo generaba muchos errores en las etapas del Solver y lamentablemente a pesar del soporte entregado por técnicos de ESSS aún no se ha podido resolver este problema.

Al no poder contar con las condiciones deseadas en un principio, el modelo está condicionado a representar una estructura ósea sin heterogeneidad y con propiedades mecánicas ortotrópicas constantes en todo el sólido o cuerpo óseo.

Cabe decir que los modelos con estructura elíptica 3x6 y con estructura protésica finalmente no se recibieron por parte de Materialise por asuntos administrativos. Si se solicitó y recibió un modelo sin estructura de unión de manera de colocar la estructura de unión deseada. El problema es que no se recibieron las estructuras por separado y al importar al modelo una estructura mallada con ICEM CDF se producen incongruencias superficiales que hacen inviable la simulación.

Con respecto a modelos con fases diferenciadas:

Debido a no lograr obtener resultados con los modelos principales se optó por generar modelos alternativos para los 5 casos a estudiar y todas las variantes. De esta manera este tipo de modelos pasaron a ser parte del estudio aunque en un principio no estaban considerados. Estos modelos se basan en estructuras óseas separadas o diferenciadas para las fases trabecular y cortical según lo visto en el capítulo de "Desarrollo de Modelación General". Para referencia ver imágenes en anexo B.

Mediante el módulo ICEM de ANSYS se generan un gran número de mallados para cada modelo a trabajar. Se comenzó realizando mallados con elementos SOLID185 con preponderancia de tetraedros con tamaño mínimo de elemento de 7,5E-04 [m] y máximo de

9E-04 [m] tal como se realizó en estudios anteriores [4]. Debido a problemas en la importación de los modelos en ANSYS, se utilizaron mallados más finos con tamaños de elemento máximo de 5E-04 [m]. Dentro de estas dificultades se encuentran superficies problemáticas y normales en las superficies no coincidentes lo que impedía que se pudiese correr la simulación (ver anexo D). También se probaron mallados con refinamiento en las superficies conflictivas con tamaños de elemento máximo de 1E-04 [m].

Estos problemas en muchas ocasiones los presentaba tiempo después de solicitar la solución en la simulación por lo que se generaban muchas horas de trabajo perdido.

Es necesario mencionar que a medida que los mallados son más complejos y de elementos más pequeños la cantidad de elementos y nodos crece de manera importante, resultado de esto son tiempos de procesos mucho mayores y archivos del orden de 500 a 1000 MB, asociados a grados de libertad del orden de 2,5 a 10 millones.

Debido a que tampoco se consiguió lograr correr esos modelos, se editaron las geometrías cortando gran parte de las estructuras óseas sin comprometer mucho las zonas de interés y generando nuevamente las geometrías con suavizados para solucionar superficies conflictivas (ver anexo B). Una vez mallado estos modelos también produjeron la misma clase de errores. Se espera que al generar nuevas geometrías desde una etapa inicial para los cuerpos óseos se pueda solucionar estos problemas. Finalmente se probaron variados métodos de mallado con diferentes tamaños de elemento y refinamiento superficial sin obtener un modelo consistente para la simulación. A pesar de lo anterior, al configurar las zonas de contacto con condición “Bonded” como se ve en la sección 5.2 se lograron completar simulaciones para los 5 modelos. Es muy probable que situaciones conflictivas del tipo penetración en cortical sean las causantes de los errores después de utilizar mallados con refinamiento (ver anexo E).

Estas simulaciones involucran desde un principio las mismas complicaciones que no permiten la simulación en condiciones normales por lo que se sabe que los resultados obtenidos no son de utilidad y que son meramente una forma de ver que problemas están involucrados en toda la simulación. Del reporte de resolución de estas simulaciones se conocieron los problemas asociados a las simulaciones que no se lograban correr.

Con respecto a los recursos computacionales:

En un principio el computador en la oficina en Odontología estaba configurado con solamente 4 GB de RAM y sistema operativo Windows 7 de 32 bit, la RAM utilizable para programas y sistema estaba limitada a un máximo de 3 GB. Prontamente se solicitó instalar la versión de 64 bit del sistema operativo, lo que permitió el uso del total de los 4GB instalados. A pesar de esto los errores asociados a falta de memoria eran recurrentes, era necesario cerrar los programas y existían cierres inesperados con pérdida de trabajo asociado. Para modelos de baja complejidad no habían muchos inconvenientes sin embargo para los de alta complejidad los recursos eran muy limitados. Se solicitó el aumento de la memoria RAM, la que después de cerca de 4 meses se concretó. Días antes de lo anterior el alumno adquirió 2 computadores según lo visto en el capítulo 3 de recursos.

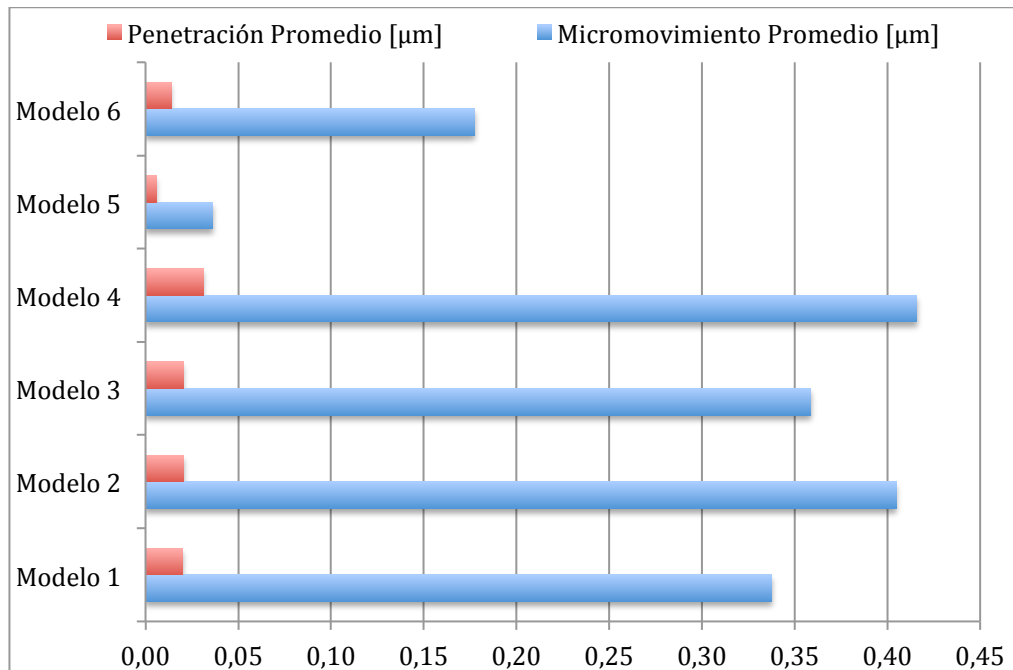
Resultado de trabajar en un entorno con mayor capacidad de memoria, se observó que los tiempos de simulación disminuyeron notablemente y muchas de las simulaciones que no corrían, con estos recursos si llegaban a la resolución.

Por otro lado, dado que los archivos generados por las simulaciones generan una gran cantidad de datos computacionales, el recurso de disco de almacenamiento se fue agotando rápidamente. Se vio la necesidad de utilizar todos los discos duros al alcance del alumno, a pesar de esto fue necesario borrar muchos de los resultados de las simulaciones de menor trascendencia.

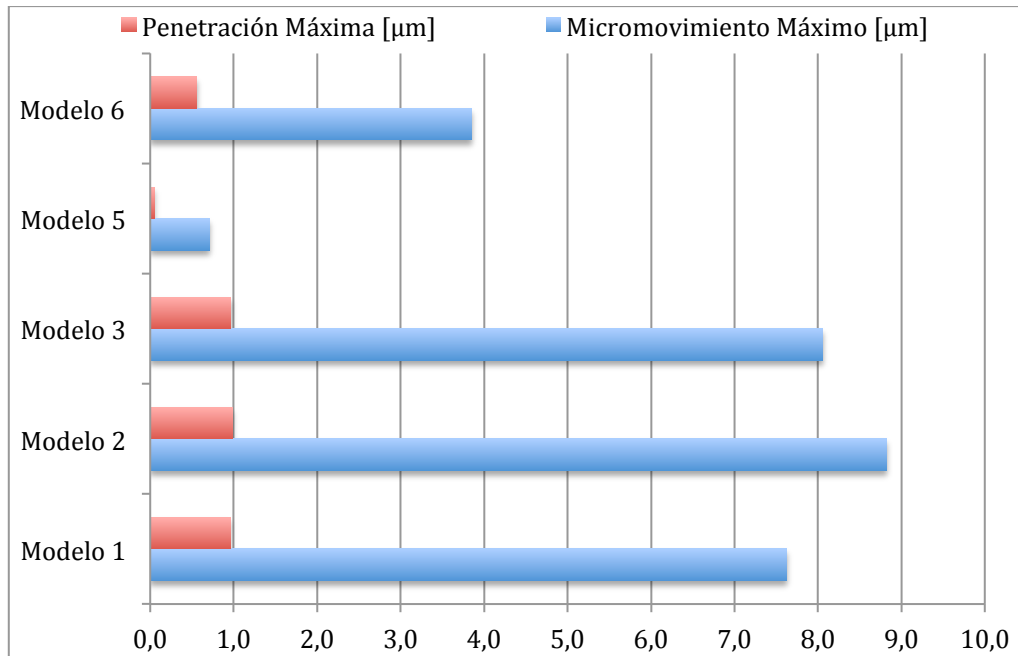
7.2. Análisis de resultados

7.2.1. Modelo con estructura 6x3 de aleación de titanio

Para la verificación se utilizan los resultados de penetración como parámetro de validación. Todos los modelos exceptuando el modelo 4 cumplen con esta condición al considerar los valores máximos obtenidos. Sin embargo ese valor máximo puede ser considerado una singularidad ya que el valor promedio para la penetración está un orden de magnitud menor que el valor obtenido para el promedio de micromovimientos.



Gráfica 7.1 Comparación de Micromovimiento y Penetración Promedios.

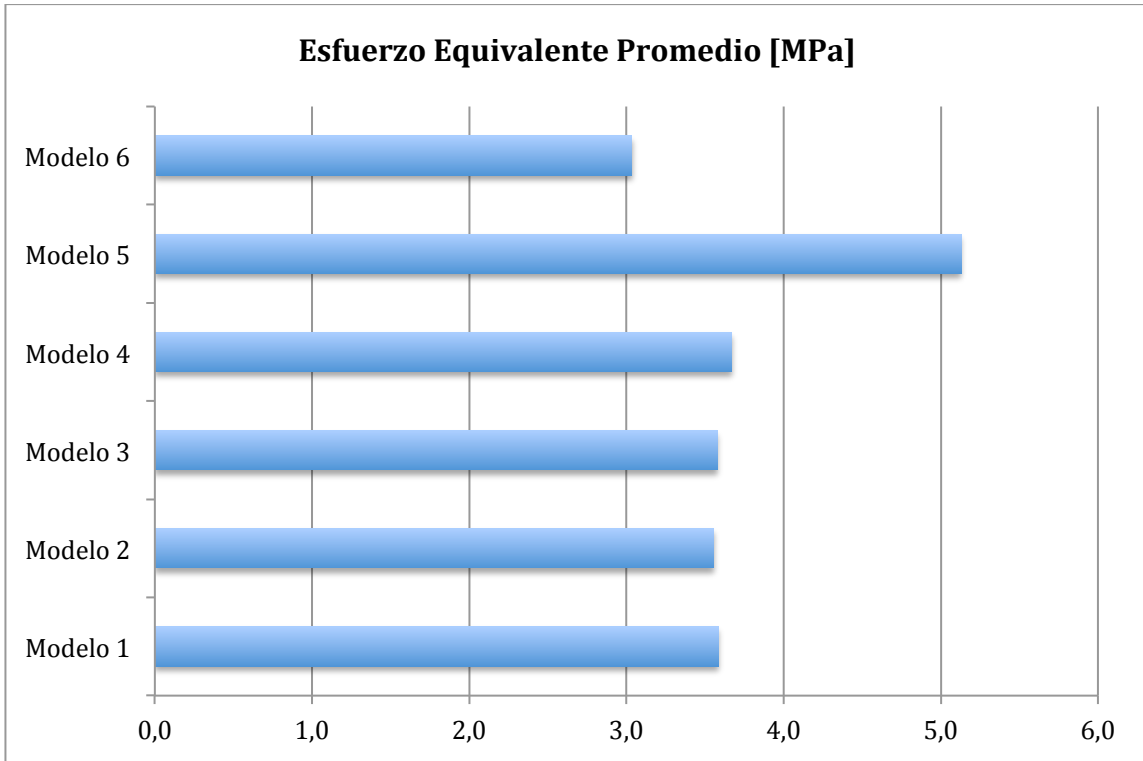


Gráfica 7.2 Comparación de Micromovimiento y Penetración Promedios.

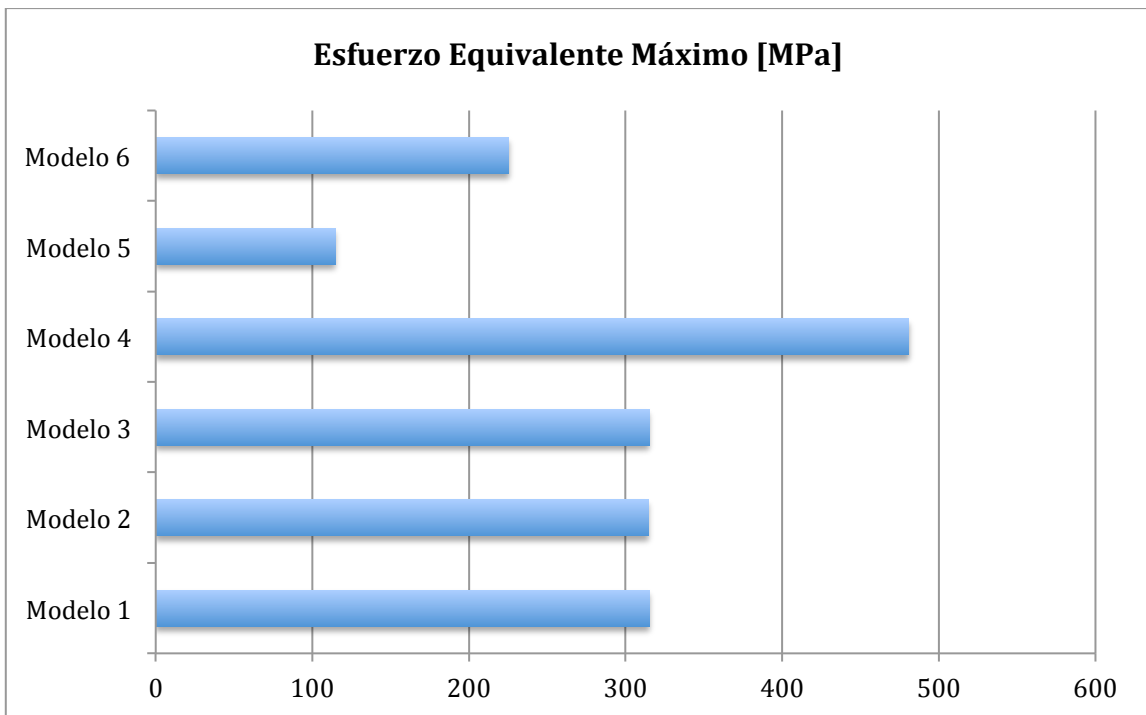
En las gráficas 7.1 y 7.2 se aprecia la comparativa entre los valores de penetración y micromovimiento correspondientes a los modelos 1 al 6. Los valores máximos para el modelo 4 no se ilustran debido a que son mucho mayores y distorsionan la escala.

En este estudio mediante los modelos 1, 2 y 3 se comparan 3 casos en que se considera solamente estructura ósea trabecular. Este caso ficticio sirve como referencia del peor escenario posible al tener un paciente con pésima calidad ósea cortical. A modo de análisis de sensibilidad de la influencia del coeficiente friccional entre las zonas de contacto se comparan los valores 0,77 para el modelo 1, 0,65 para el modelo 2 y 0,73 para el modelo 3. De acuerdo a lo observado en las gráficas 7.1 a la 7.5, la variable de entrada para valores cercanos a 0,7 de coeficiente friccional presenta una baja influencia en el modelo trabajado.

Para todos los modelos los valores obtenidos de micromovimiento máximo están dentro del margen de 150 [μm] máximo esperado. Los resultados de los micromovimientos en general fueron de mayor envergadura en la zona molar donde se apoya el implante cigomático para proyectarse hacia el hueso temporal y cigomático. Esto es consistente con lo visto en trabajos anteriores. Cabe mencionar que en la práctica si existe hilo o rosca en esta zona de los implantes cigomáticos pero en este trabajo no se incluyó para disminuir los recursos computacionales requeridos para la solución de las simulaciones.



Gráfica 7.3 Resultados de Esfuerzo Equivalente Promedio.

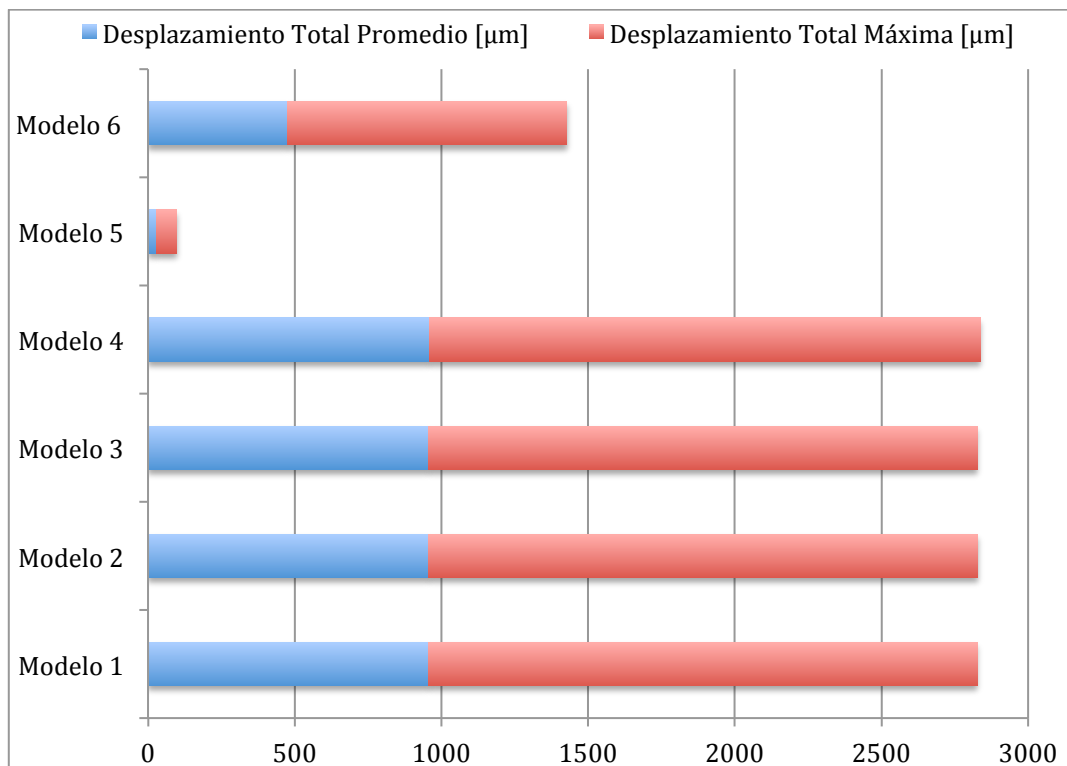


Gráfica 7.4 Resultados de Esfuerzo Equivalente Máximo.

El modelo 5 plantea un caso hipotético con presencia solamente de tejido óseo cortical de manera de establecer otro punto de referencia, de este se desprende que no se pueden esperar micromovimientos máximos o promedios menores. En este caso es importante destacar que el valor de Esfuerzo Equivalente Promedio es mayor que para los otros casos. Esto es debido a que el material cortical es de mayor densidad y presenta menor deformación por lo que hay mayor cantidad de zonas con concentración de esfuerzos que en materiales más blandos que pueden disipar la energía de mejor manera. Sin embargo, es interesante notar que los valores máximos de esfuerzos equivalentes no están asociados a este modelo.

Para el caso simple del modelo ortoedro ya se evidencia que normalmente los mayores esfuerzos están en las zonas corticales por lo que se esperaba este comportamiento. Para todos los demás resultados, este modelo obtuvo valores en por lo menos un orden de magnitud menor, por esta razón es que en la práctica se busca que los implantes tengan la mayor cantidad de anclaje en cortical.

Por consiguiente al presentar un modelo de material ficticio como el caso del Modelo 6, es importante destacar que con sólo un 3% de influencia cortical en las propiedades mecánicas, se logran valores para los parámetros de micromovimiento, esfuerzo equivalente, penetración y desplazamiento total considerablemente menores. Los modelos TC9703 son entonces el caso más aproximado a lo que se espera obtener en esta línea investigativa.

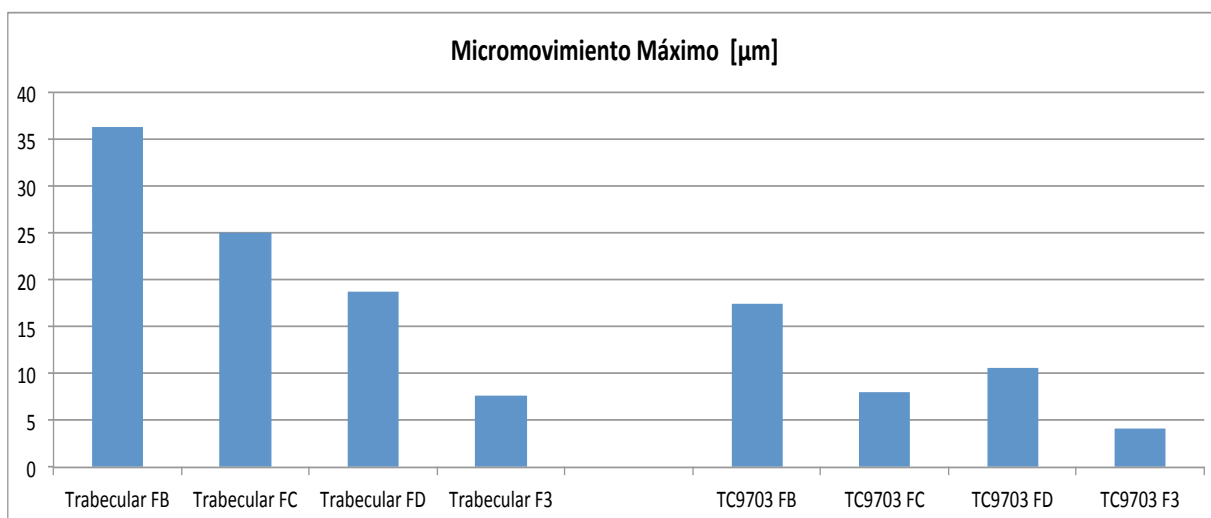


Gráfica 7.5 Resultados de Desplazamiento.

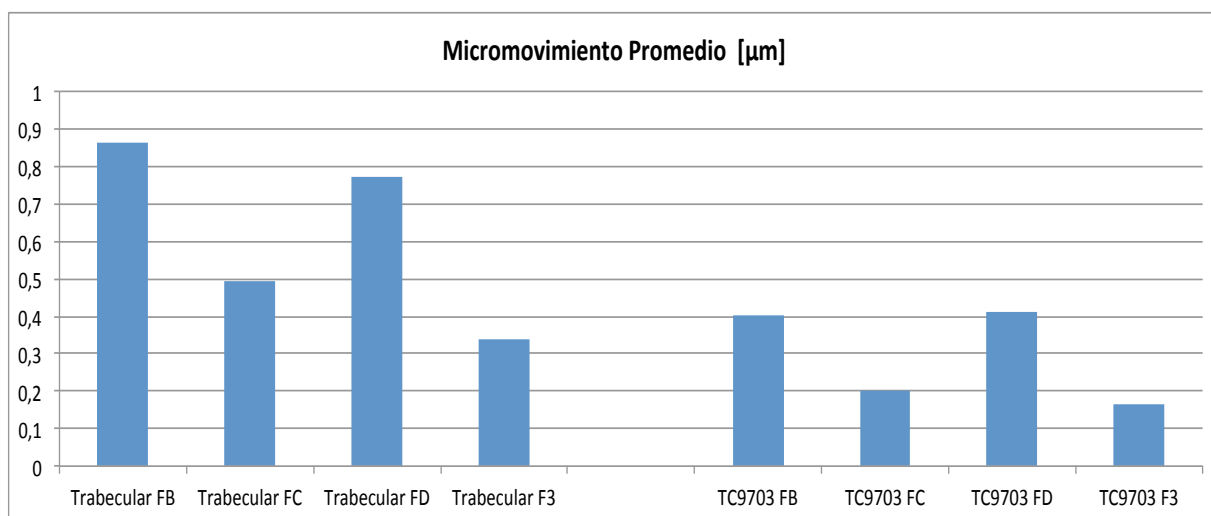
Casos al aplicar diferentes tipos de carga

Recordar que FB está aplicada en la zona incisiva, FC en la zona canina y FD en la zona molar del maxilar como se ve en la figura 4.23, F3 es una aplicación de fuerza combinada en los tres puntos B, C y D y todas las fuerzas tienen una magnitud total de 252[N].

En la figura 7.6 y 7.7 se observan gráficamente las magnitudes de los micromovimientos promedio y máximo para todos los casos a analizar en esta etapa.



Gráfica 7.6 Resultados de micromovimientos máximos para todos los casos.



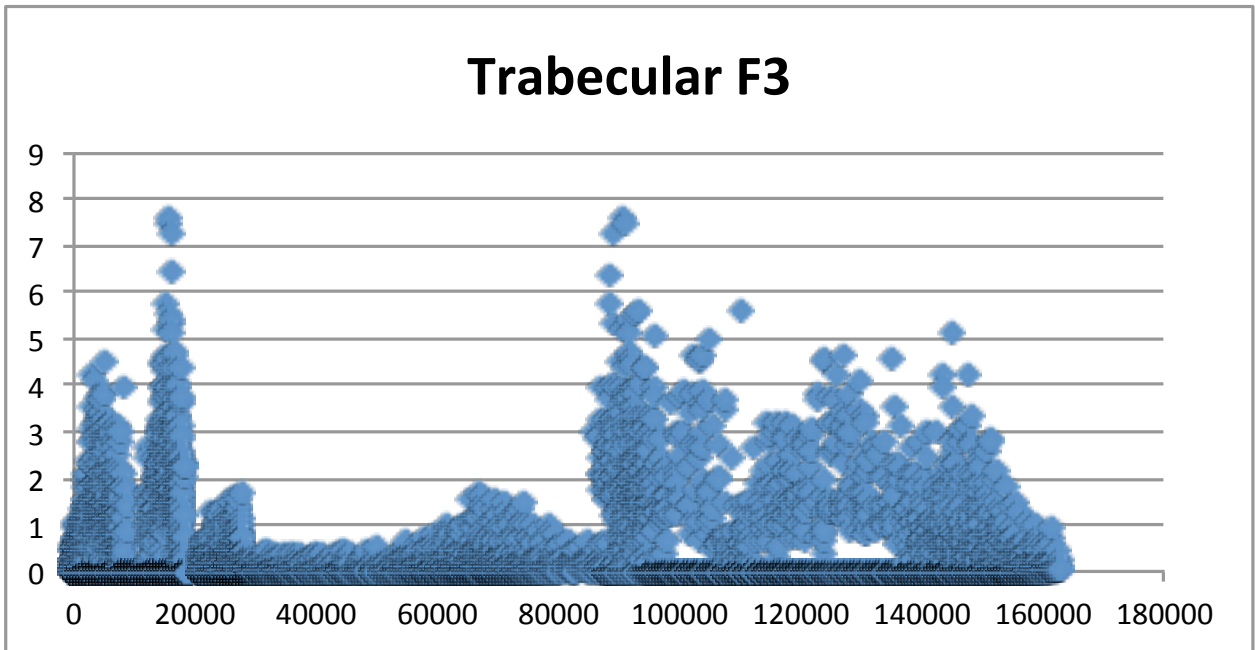
Gráfica 7.7 Resultados de micromovimientos promedio para todos los casos.

En general se observa que hay mayores micromovimientos promedios para los casos de fuerzas aplicadas en la zona incisiva y molar, sin embargo notar que el comportamiento de los micromovimientos máximos es descendiente desde incisivos hacia molares. Los mayores micromovimientos en la zona incisiva se deben principalmente a una pérdida de rigidez del sistema debido a la condición de simetría, se puede ver claramente en la distribución de desplazamientos totales de la figura 5.4. Este fenómeno era esperado en cierto grado, debido a que el movimiento en el plano simétrico de la estructura de unión está fijo solamente en el eje X o en este caso en la dirección perpendicular al plano de corte simétrico visto en la figura 4.22. Al presentarse libertad de movimiento en los otros dos ejes existe un menor grado de rigidez estructural que en el caso del modelo completo donde la aplicación de las fuerzas en la zona incisiva se repartiría en ambos implantes frontales y la estructura actuaría en unión completa.

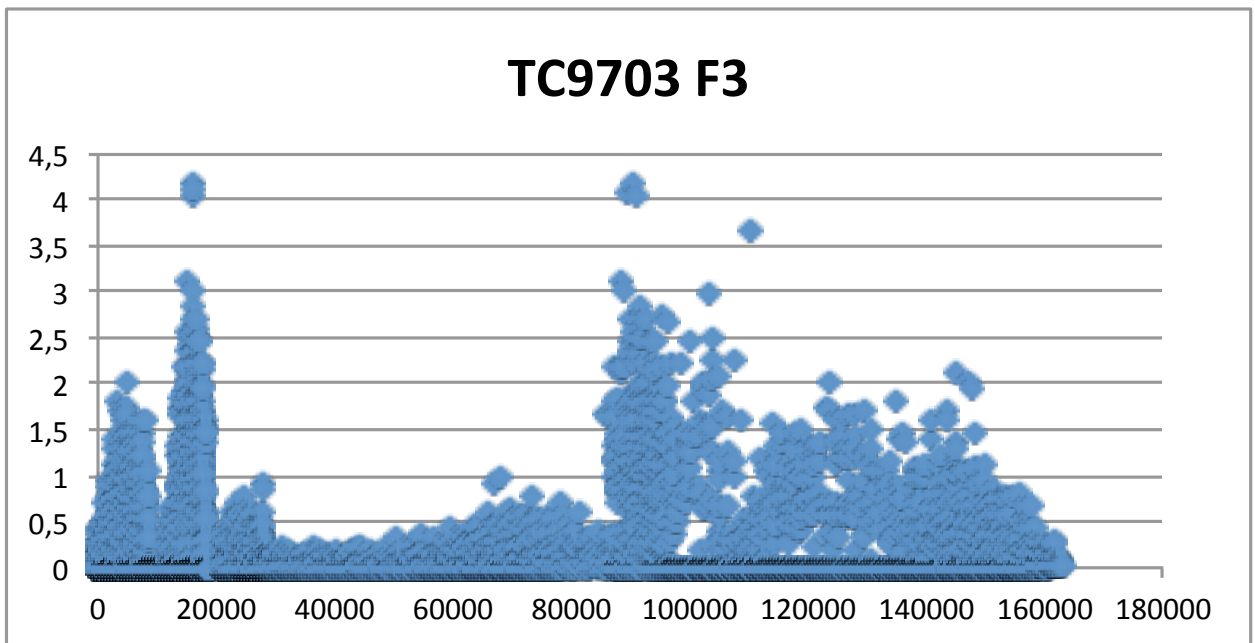
En las figuras 7.8 a 7.15 se expone la dispersión de datos de magnitud de micromovimiento versus número de nodo para cada caso. Se realiza este tipo de gráficas para observar de manera clara lo mismo que se obtiene en una gráfica de resultado de ANSYS para la distribución de los micromovimientos según la escala de colores como se aprecia por ejemplo en la figura 5.1.

Los micromovimientos asociados al implante frontal corresponden a los representados aproximadamente en la zona entre los nodos 0 y 40 mil, a su vez los asociados al implante estándar canino o lateral están aproximadamente en la zona entre nodos 40 mil y 80 mil, por último los micromovimientos del implante cigomático se componen en la gráfica por el resto del área de dispersión. Se tiene que los valores para nodos mayores y cercanos a 80 mil corresponden a los micromovimientos de la zona donde el implante cigomático atraviesa la parte molar del maxilar, por consiguiente la punta del implante está asociado a las dispersiones en nodos del orden 160 mil.

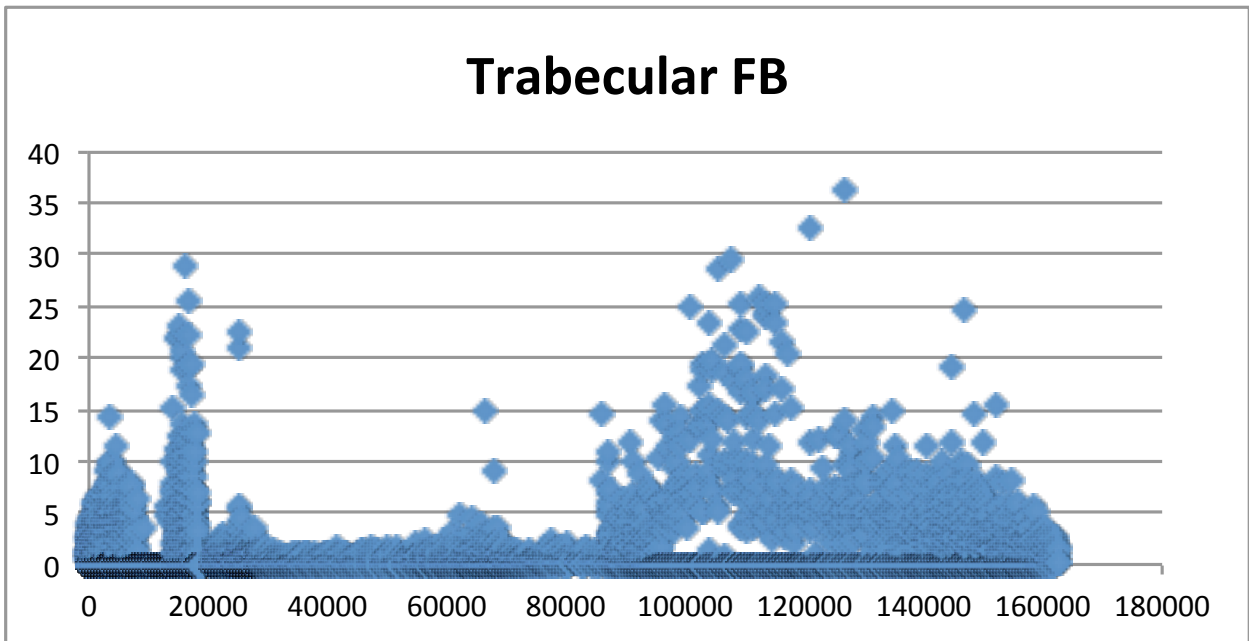
Por lo anterior se entiende de manera más directa donde están las mayores concentraciones de micromovimientos y donde se encuentran los mayores valores de micromovimientos para cada caso. Esta herramienta gráfica es de gran utilidad en comparación con las gráficas de distribución por código de color. El único inconveniente es que al tratarse de gráficos de dispersión para grandes cantidades de valores, al ser generados en software de planilla de cálculos resulta en archivos que ponen a prueba los computadores en cuanto a recursos.



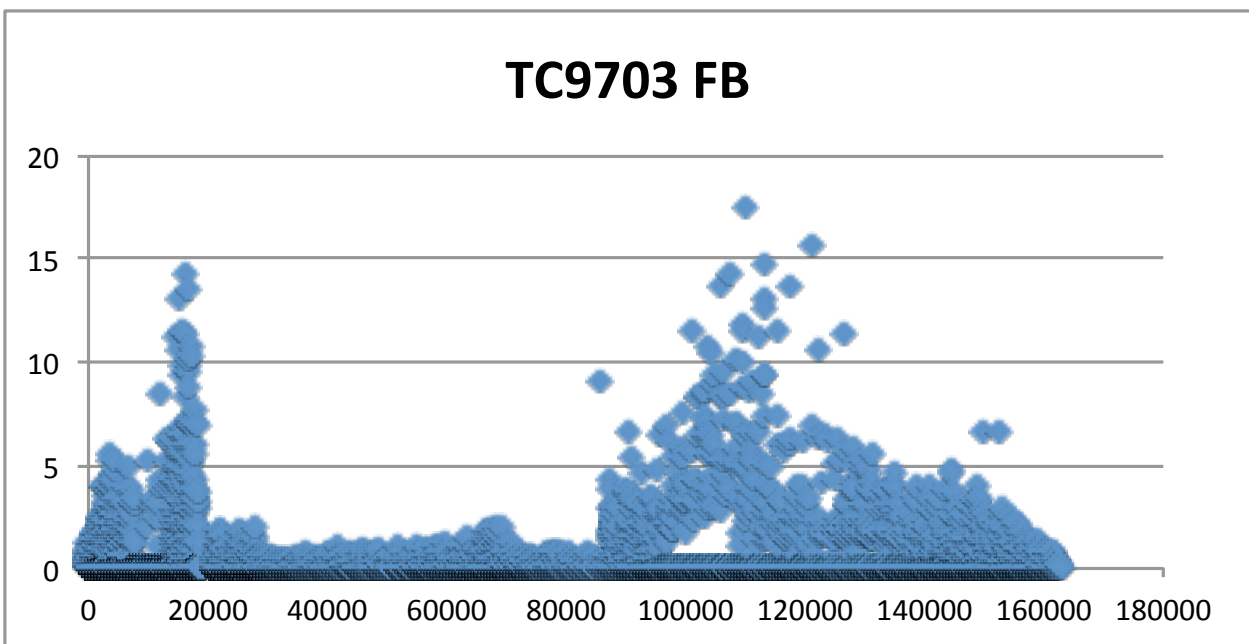
Gráfica 7.8 *Dispersión de datos, magnitud de micromovimiento versus número de nodo.*



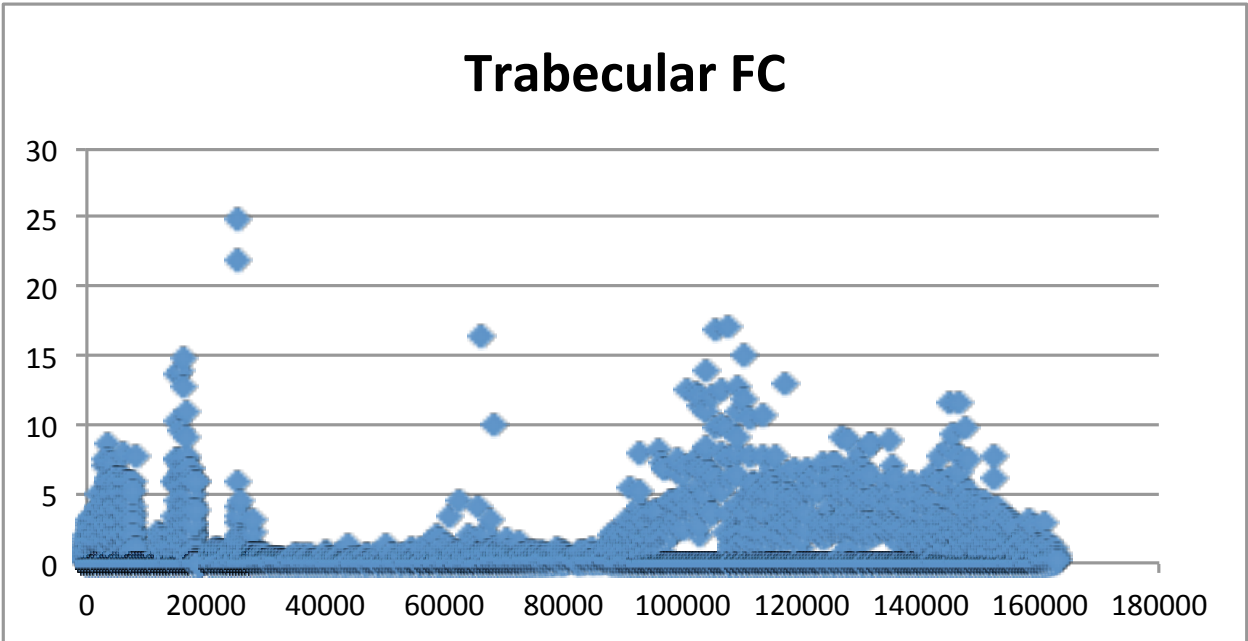
Gráfica 7.9 *Dispersión de datos, magnitud de micromovimiento versus número de nodo.*



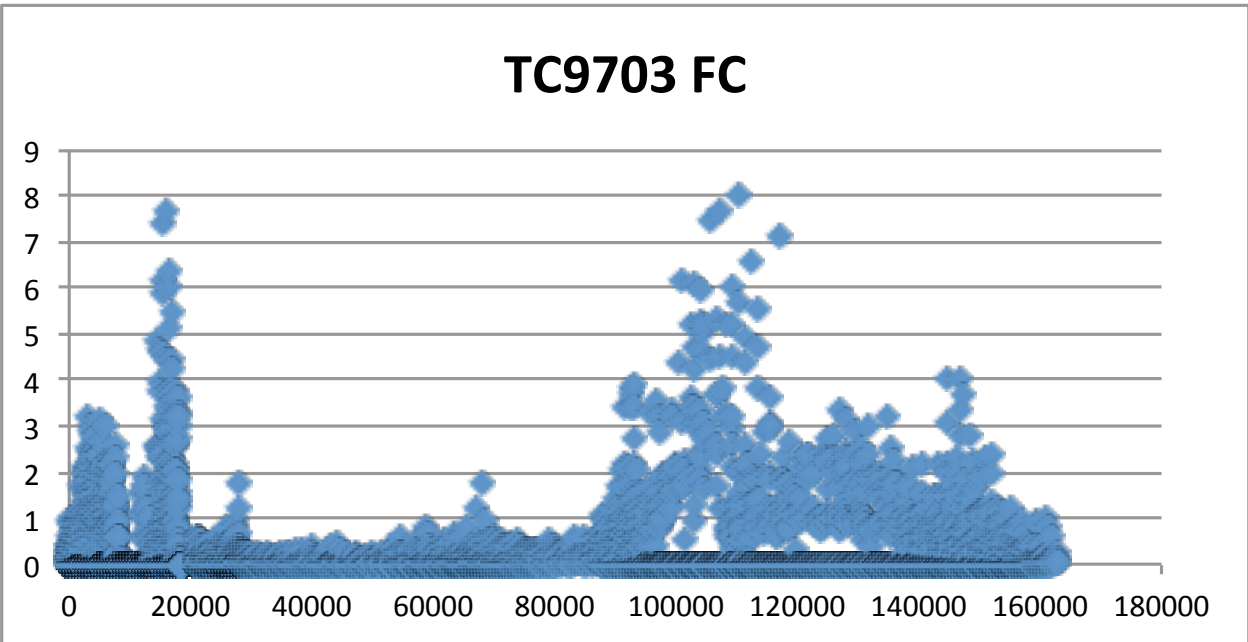
Gráfica 7.10 *Dispersión de datos, magnitud de micromovimiento versus número de nodo.*



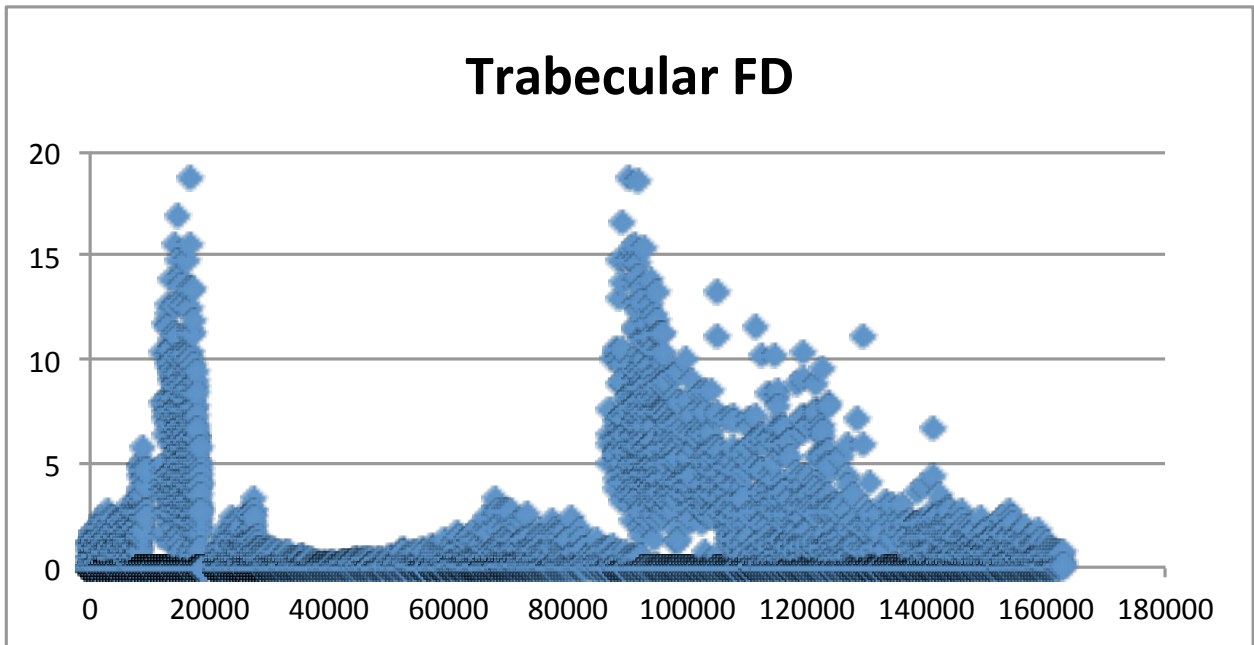
Gráfica 7.11 *Dispersión de datos, magnitud de micromovimiento versus número de nodo.*



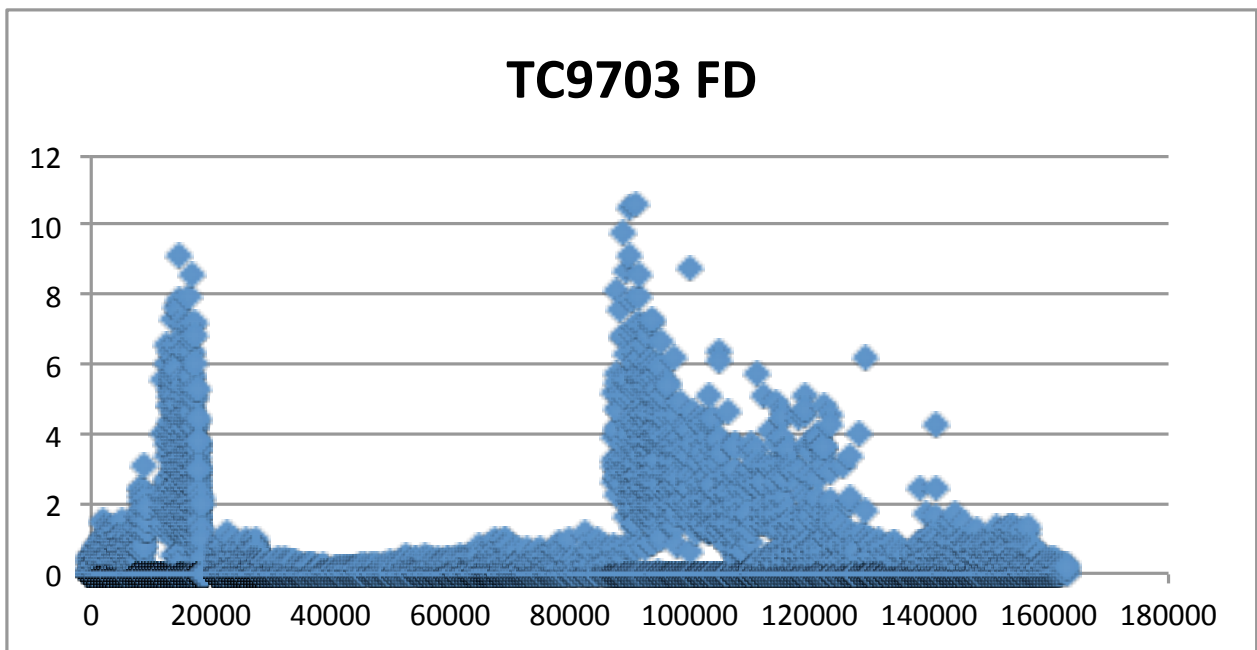
Gráfica 7.12 *Dispersión de datos, magnitud de micromovimiento versus número de nodo.*



Gráfica 7.13 *Dispersión de datos, magnitud de micromovimiento versus número de nodo.*



Gráfica 7.14 *Dispersión de datos, magnitud de micromovimiento versus número de nodo.*



Gráfica 7.15 *Dispersión de datos, magnitud de micromovimiento versus número de nodo.*

Con cierto grado de generalidad al comparar los casos con el mismo tipo de fuerza aplicada, ya sea FB, F, FD o F3; se tiene que la dispersión entre el caso con estructura ósea trabecular y el caso ponderado TC9703 presentan una distribución de micromovimientos muy similar en la forma sin embargo las magnitudes para los casos TC9703 son claramente menores, se observa en los ejes Y de las gráficas, valores para las escalas que corresponden por lo menos a la mitad que para los casos trabeculares.

7.2.2. Modelos con Fases Cortical y Trabecular Diferenciadas

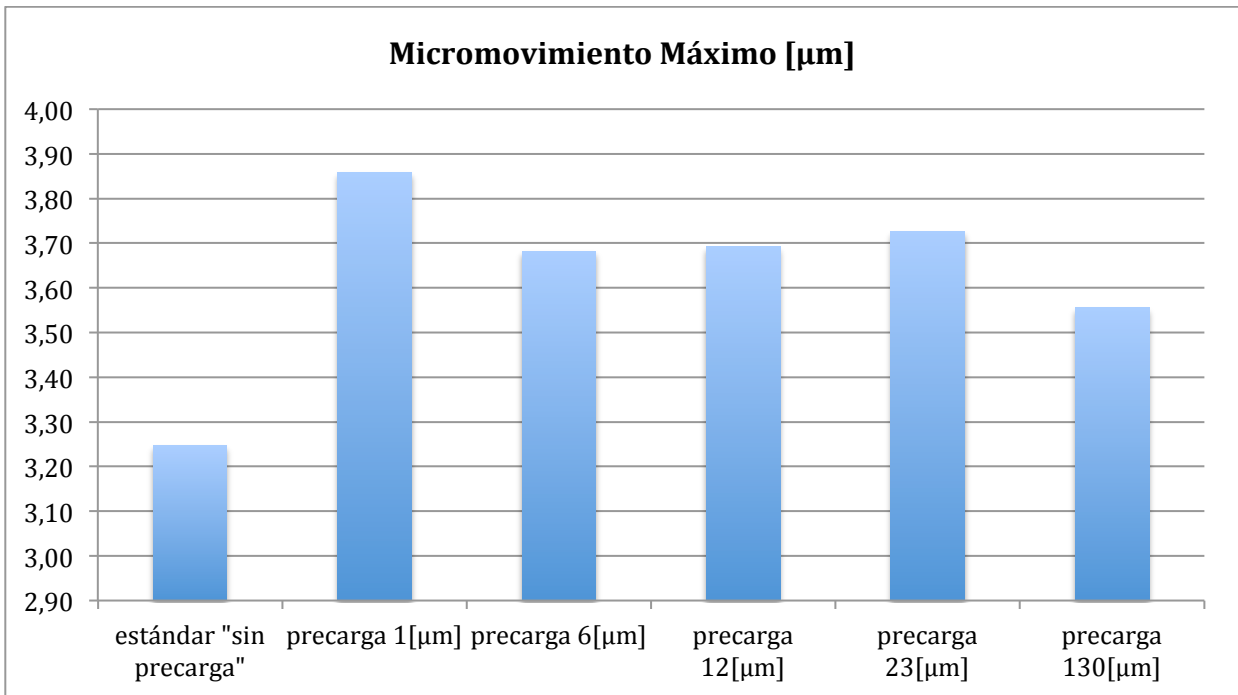
En las etapas de simulación, es de práctica habitual realizar ensayos para los modelos que comprenden ciertas simplificaciones. Esto tiene como principal objetivo probar algunos aspectos como configuraciones de la simulación, calidad del modelo mallado, calidad de las geometrías utilizadas, entre otros. Estas pruebas se realizan antes de la simulación completa, en la que se involucra todas las variables en juego, por lo que conllevan extensos tiempos de procesamiento.

Una de las simplificaciones ampliamente usadas es la restricción de las zonas de contacto aplicando únicamente contactos de tipo “Bonded”. De esta manera una simulación con problemas, ya sea que no converge o que no corre por diversos motivos, puede llegar a generar resultados parciales para posterior análisis de problemas.

Este tipo de simplificación se aplicó para los modelos que se exponen en la sección 5.2 por lo que según lo anterior y lo visto en la discusión, los resultados obtenidos no son de utilidad y se descarta cualquier análisis cuantitativo.

7.2.3. Método aproximado para precarga

En primera instancia se logró implementar una metodología de aplicación de precarga para simulaciones mediante la dilatación térmica del implante.



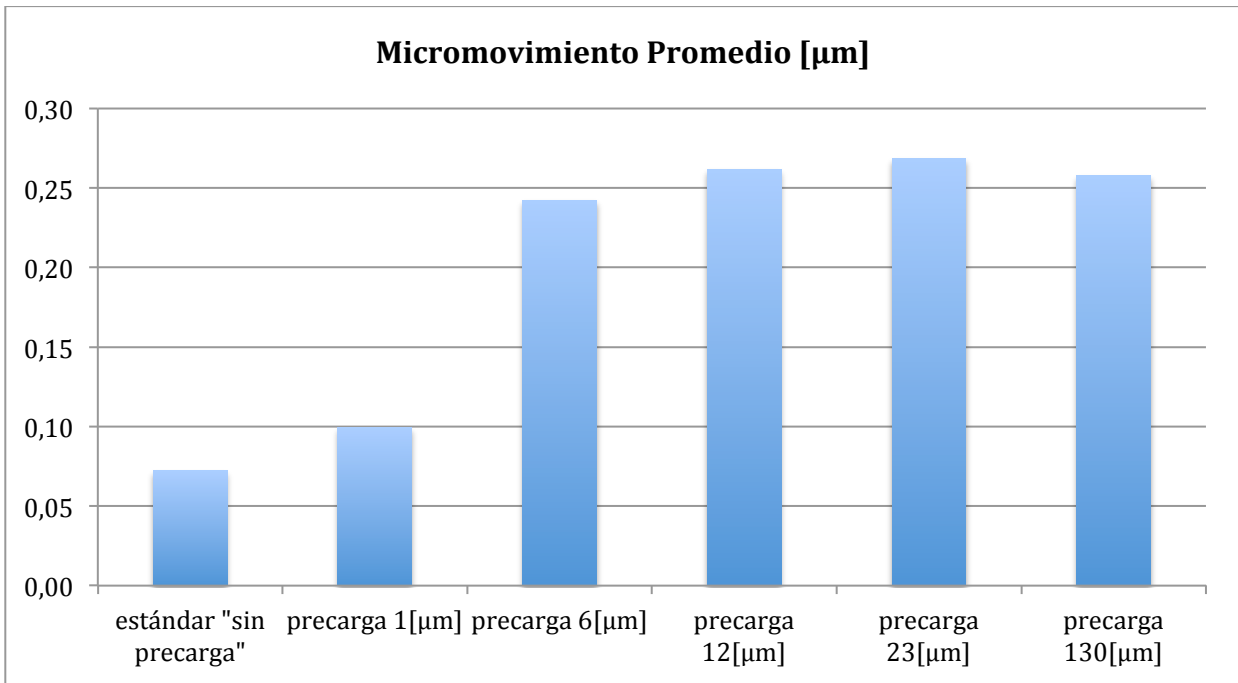
Gráfica 7.16 Resultados de Micromovimientos Máximos de modelo ortoedro.

De los resultados se extrae que la influencia de la precarga presenta muy leves variaciones en los micromovimientos máximos obtenidos, sin embargo se obtienen mayores valores al considerar precarga.

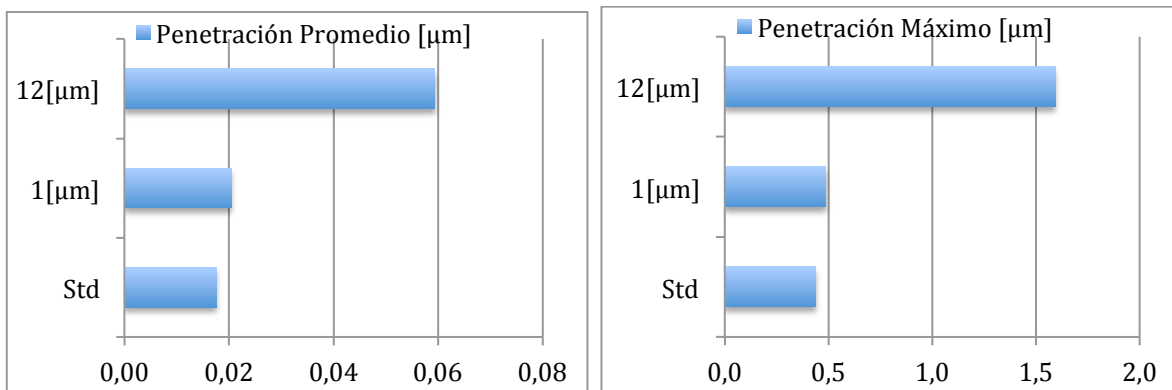
Para los micromovimientos promedios, la tendencia es creciente a medida que se incrementa este diámetro de precarga.

El comportamiento que se esperaba al aplicar una precarga era exactamente el contrario al obtenido, donde al utilizarse una precarga se entiende que existe un mayor grado de estabilidad inicial del sistema implante-hueso.

Resultados para valores de precarga superiores al correspondiente a 130 micrómetros de dilatación no fueron posibles de obtener.

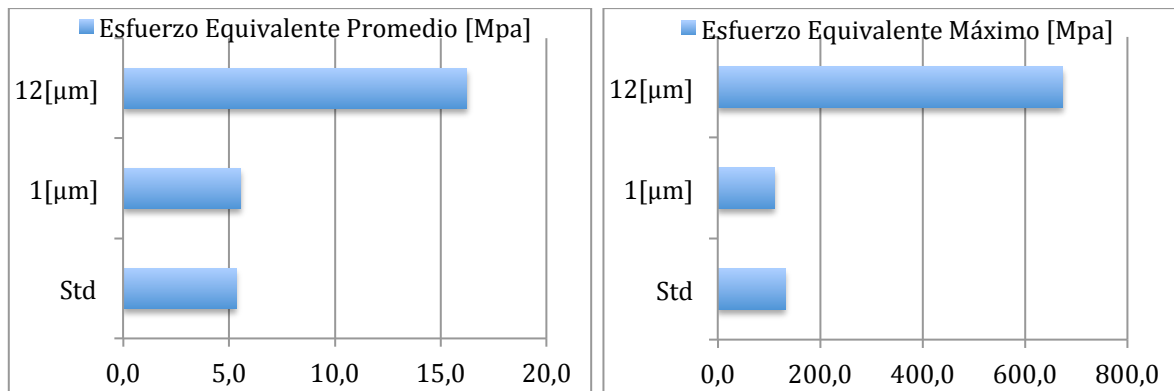


Gráfica 7.17 Resultados de Micromovimientos Promedio de modelos ortoedro.

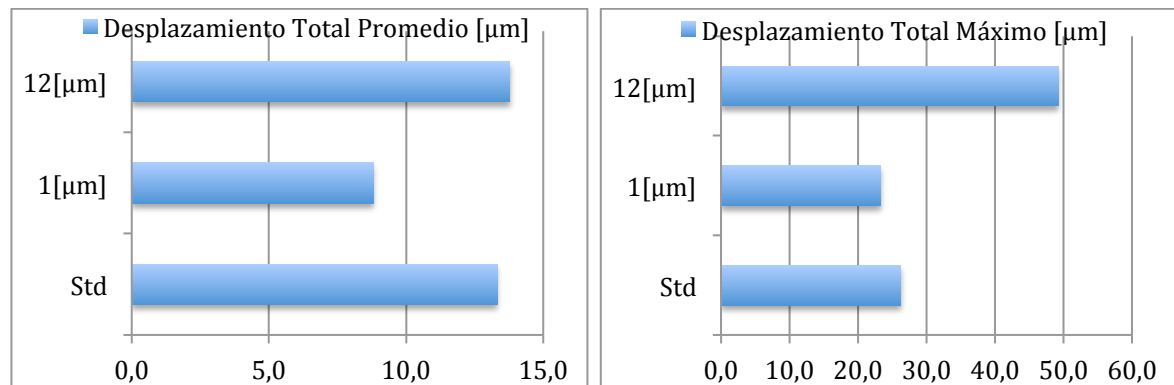


Gráfica 7.18 Resultados de penetración modelo ortoedro con precarga y sin precarga.

Los valores de penetración nunca se aproximaron a los micromivimientos obtenidos para todos los casos.



Gráfica 7.19 Resultados de esfuerzo de modelo ortoedro con precarga y sin precarga.



Gráfica 7.20 Resultados de deformación de modelo ortoedro con precarga y sin precarga.

Esta práctica tiene una limitante severa que radica en que la dilatación es según un modelo lineal para cualquier dirección del cuerpo a tratar. Esto es fundamentalmente invasivo en el caso del implante cigomático ya que la dilatación genera un alargamiento total no deseado. Este fenómeno resulta en mayores esfuerzos de corte en superficies de contacto, mayores desplazamiento y por ende micromovimientos no deseados. Por otro lado esta dilatación es conocida y se pueden considerar estos valores para el estudio en particular sabiendo que parte de la deformación debe directamente a esta dilatación del material. Por ejemplo para el un implante cigomático de 45 [mm] de longitud la dilatación asociada al caso de precarga de 130 [μm], es de aproximadamente 2,1 [mm]; y para el caso del implante estándar se tiene la cifra de 0,47 [mm] de deformación longitudinal. Estos efectos indeseados si no se toman en cuenta pueden interferir en los resultados. Para el caso de precargas menores, los valores de dilatación longitudinal indeseados pueden parecer pequeños pero están dentro del orden de magnitud de los resultados obtenidos para micromovimientos.

Para futuros modelos que requieran del estudio considerando precargas se puede diseñar modelos geométricos que consideren una separación de las cabezas roscadas de los implantes cigomáticos de manera de aplicar el método de expansión térmica a sólo ese sector de la pieza.

Es claro que para todos los casos de precarga superior al equivalente de $1[\mu\text{m}]$ en dilatación, se sobrepasa el rango esperado de límite elástico del tejido cortical correspondiente a 120 - 160 MPa para los resultados obtenidos de esfuerzo equivalente máximo. Este fenómeno se encuentra como una concentración de esfuerzos en la zona donde el implante penetra la corteza cortical. En la práctica real, al insertar el implante en el tejido óseo y aplicar el torque de precarga, existe una micro fractura ósea en el alojamiento del implante lo que explicaría en parte este sobrepaso de los límites, sin embargo este tipo de concentraciones de esfuerzos no son lo esperado por lo que se requiere de posterior investigación y desarrollo de este método para poder ser validado y utilizado en modelos más complejos.

Tal y como se vio para el caso del micromovimiento, dado que existe una condición o estado inicial debido a la dilatación del implante, se tiene la existencia de esfuerzos residuales que para mayores dilataciones se obtienen cada vez mayores valores de esfuerzos en toda la zona de contacto. Estos esfuerzos sumados a los esfuerzos relacionados a la carga aplicada al implante corresponden a los esfuerzos obtenidos como resultados, por lo que explica que a medida que se usa una mayor dilatación o mayor precarga, se tienen mayores valores de esfuerzos. Un efecto similar se encuentra para el desplazamiento total máximo, ya que existe un desplazamiento cada vez mayor en todos los nodos asociados a una dilatación mayor.

8. Conclusiones

Se desarrolló una metodología de trabajo para simular el comportamiento de implantes dentales sometidos a carga inmediata en el maxilar superior. En esta se utilizan 5 modelos de sistema implante para el caso de un paciente desdentado total con el objetivo de su rehabilitación.

Los problemas abordados en este trabajo de título resultaron de un grado de dificultad alto y presentan un salto significativo a las etapas de trabajo anteriores. Es conveniente recomendar el paso paulatino a modelos de alta complejidad como lo son los generados por parte de la empresa Materialise.

De acuerdo a los objetivos propuestos, los resultados obtenidos y debido a las dificultades mencionadas en la discusión se puede concluir lo siguiente:

- No se logró aplicar la condición de heterogeneidad para la estructura ósea correspondiente a un sólo sólido en el modelo. Esto involucra un retroceso considerable en la representación del problema real generado al contrastarlo con los trabajos anteriores, sin embargo las pretensiones iniciales del modelo trabajado en este estudio representaba una aproximación al problema real significativamente mayor que aquellas logradas con anterioridad.
- No fue posible utilizar propiedades mecánicas ortotrópicas variantes con respecto a la escala de grises. Se utilizaron propiedades mecánicas ortotrópicas constantes en todo el sólido. Otro problema arrastrado por la incapacidad de importar la información debidamente al modelo para su simulación, sin embargo este era el estado de trabajos anteriores en cuanto a las propiedades mecánicas.
- La utilización de implantes con hilo en las cabezas, involucra un aumento significativo de la complejidad de los estudios, a pesar de que el hilo se modeló con minuciosidad para generar geometrías con el mínimo posible de incongruencias y así tener menos posibilidad de singularidades en los resultados. Se discutieron situaciones en que el hilo provocaba dificultades invalidantes en simulaciones.
- Se obtuvieron resultados de micromovimientos, desplazamientos totales y esfuerzos de Von-Mises para modelos de simulación simplificados basados en un modelo considerando una estructura de unión de sección transversal elíptica de 6[mm] x 3 [mm] de aleación de titanio.
- Se obtuvieron los promedios de micromovimientos como nuevo parámetro de comparación y estudio de este tipo de problemas. A su vez se obtuvieron los promedios para otros datos distribuidos nodalmente como resultado. Al utilizar estos promedios se logra normalizar por la cantidad de nodos lográndose parámetros de comparación con menor grado de error. El error asociado a nodos con problemas o singularidades se hace menor ante una cantidad de nodos mucho más grande que si está aproximando de buena manera lo que sucede en las zonas de contacto en un problema real.

- Se generó un modelo simplificado de tipo ortoedro para el sub-sistema implante-hueso, con el objetivo de analizar el comportamiento de los micromovimientos al aplicar una precarga al implante de manera de generar un esfuerzo residual inicial. Se utilizó un método de expansión térmica para el implante de aleación de titanio con lo que se consiguió implementar dicha precarga. Se obtuvieron resultados para este en comparación con uno sin precarga que evidencian algunas limitantes en este método por lo que se requiere mayor estudio en este campo.

Para futuros trabajos que continúen con esta línea de investigación, se hacen las siguientes recomendaciones:

- Considerar modelos con grados de libertad no superiores a 1.500.000, a modo de evitar sobrepasar las capacidades de almacenamiento de datos de los computadores y conseguir así una disminución en los tiempos de simulación.
- Considerar hilo o rosca en la sección del implante cigomático que atraviesa el maxilar en la zona molar, esto está condicionado por los recursos computacionales requeridos.
- Aplicar algún estudio o protocolo para las cargas de masticación que represente este proceso de forma más realista y estandarizada.
- Utilizar un programa para lograr aplicar la heterogeneidad y las propiedades ortotrópicas al mallado según los datos del archivo DICOM referentes a la escala de grises. De esta manera no es necesario depender de modelos no editables como los de Materialise para llegar a aproximaciones cada vez más cercanas al problema real. Una alternativa a considerar es Bonemat, un software desarrollado por la comunidad Biomed Town que permite asignar propiedades mecánicas derivadas de la escala de grises a cada elemento de un mallado.

9. Bibliografía

- 1.- Branemark, P.I., Hansson, B.O., Adell, R., Rieine, U., Lindström, J., Hallén, O., Ohman, A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scandinavian plastic and reconstructive surgery, 1977
- 2.- Abdul-Kadira, M., Hansena, U., Klabundec, R., Lucasa, D., Amisa, A. Finite element modelling of primary hip stem stability: The effect of interference fit, 2007
- 3.- Eladio Hurtado, Modelación del Micromovimiento en Implantes Dentales Sometidas a Carga Inmediata por el Método de Elementos Finitos, Memoria de título Ingeniero Civil Mecánico, Universidad de Chile, 2011.
- 4.- Claudio Xavier Mutizabal, Análisis Numérico del Micromovimiento de Distintos Tipos de Supraestructura e Implantes Dentales Sometidos a Carga Inmediata, Memoria de título Ingeniero Civil Mecánico, Universidad de Chile, 2012.
- 5.- Carvajal, J.C., Von Martens, A., Leighton Y. Función oclusal inmediata con implantes cigomáticos en maxilares severamente reabsorbidos, 2009
- 6.- 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.
- 7.- H.L. Huang, J.T. Hsu, L.J. Fuh, M.G. Tu, Ch.Ch. Ko, Y.W. Shen, Bone stress and interfacial sliding analysis of implant design on a immediately loaded maxillary implant: A non-linear finite element study, 2008
- 8.- 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.
- 9.- 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.
- 10.- Base de datos de información y recursos de materiales. [En línea] <www.matweb.com> [Consulta: 1/08/2012]
- 11.- 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
- 12.- 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.

[13] 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.

[14] 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.

[15] M Tarala, D Janssen, A Telka, D Waanders, N Verdonschot. Experimentol versus computational analysis of micromotions at the implant-bone interface. Proc. ImechE Vol 225 Part H: J. Engenieering in Medicine, june 2010

[16] 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

[17] 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.

[18] 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.

[19] Carter, D., & Hayes, W. (1977). The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 59, 954–962.

[20] Perillo-Marccone A., Ryd L., Johnsson K.y Taylor M. Journal of Biomechanics. Vol. 33, (2004), 1205- 1213.

[21] Buroni, F.C., Commisso, P.E., Csilino, A.P., & Sammartino, M.(2004). Determinación de las constantes elásticas anisótropas del tejido óseo utilizando tomografías computadas. aplicación a la construcción de modelos de elementos finitos. Unpublished doctoral dissertation, Universidad Nacional de Mar del Plata, División Soldadura y Fractomecánica, Av. Juan B. Justo 4302 - (7600) Mar del Plata.

[22] 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 Magister en Ciencias de la Ingeniería. Pontificia Universidad Católica de Chile, 2009.

10. ANEXOS

Anexo A: 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, NUMFIELD, Solkey, NDMAX, NDSEL
Formato

NUMFIELD: número de campos en el formato

Solkey: 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 el 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

```

/COM,ANSYS RELEASE
/TITLE,Ansys Workbench export from Mimics Innovation Suite
/nopr
/prep7
/com,***** Nodes for the whole assembly *****
nblock,3,solid
(3i8,3e20.9e3)
  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      1.856040000e+001
 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 10.1 Aplicación comando NBLOCK

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

EBLOCK, NUM_NODES, Solkey

Formato

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

Solkey: 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.

```

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

```

Figura 10.2: Aplicación comando EBLOCK

Al final de esta serie de datos el programa termina con un valor -1.

Anexo B: Mallados de Modelos con fases cortical y trabecular diferenciados

A continuación se presentan imágenes de algunos mallados representativos de los modelos de sistema implante compuesto por estructuras óseas con fases cortical y trabecular, 2 implantes zigomáticos en el sector posterior y 4 implantes estándar en el sector anterior con distintas estructuras (6x3, 3x6 y protésica)

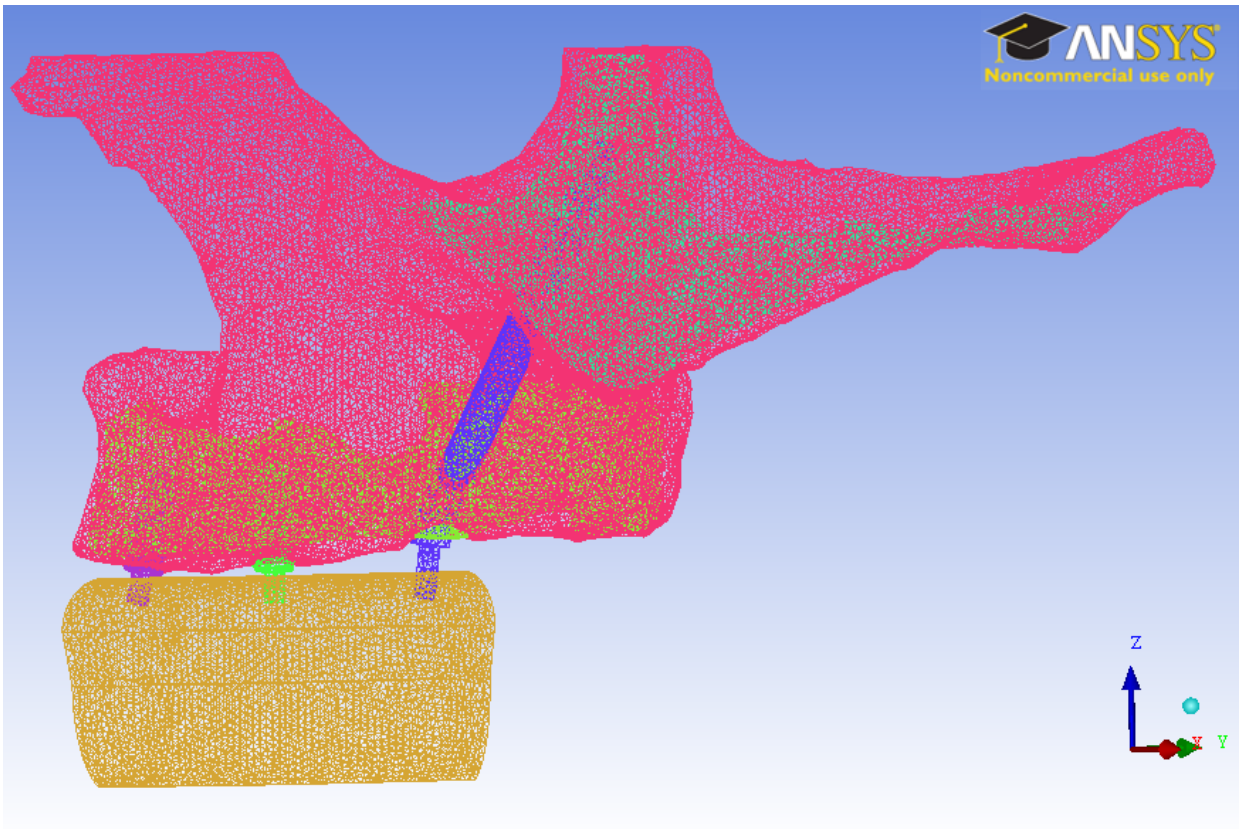


Figura 10.3 Generación de mallado en ANSYS ICEM, modelo con estructura protésica.

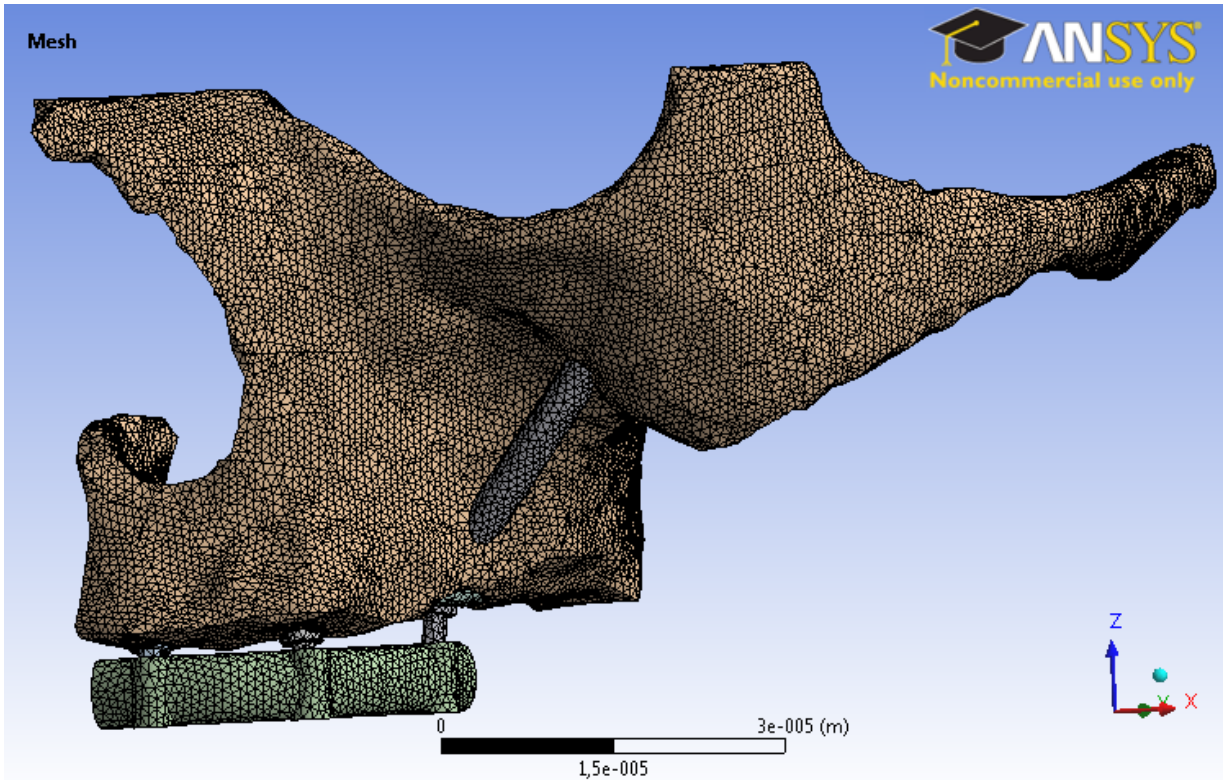


Figura 10.4 Modelo mallado importado en ANSYS Workbench, modelo con estructura elíptica 6x3.

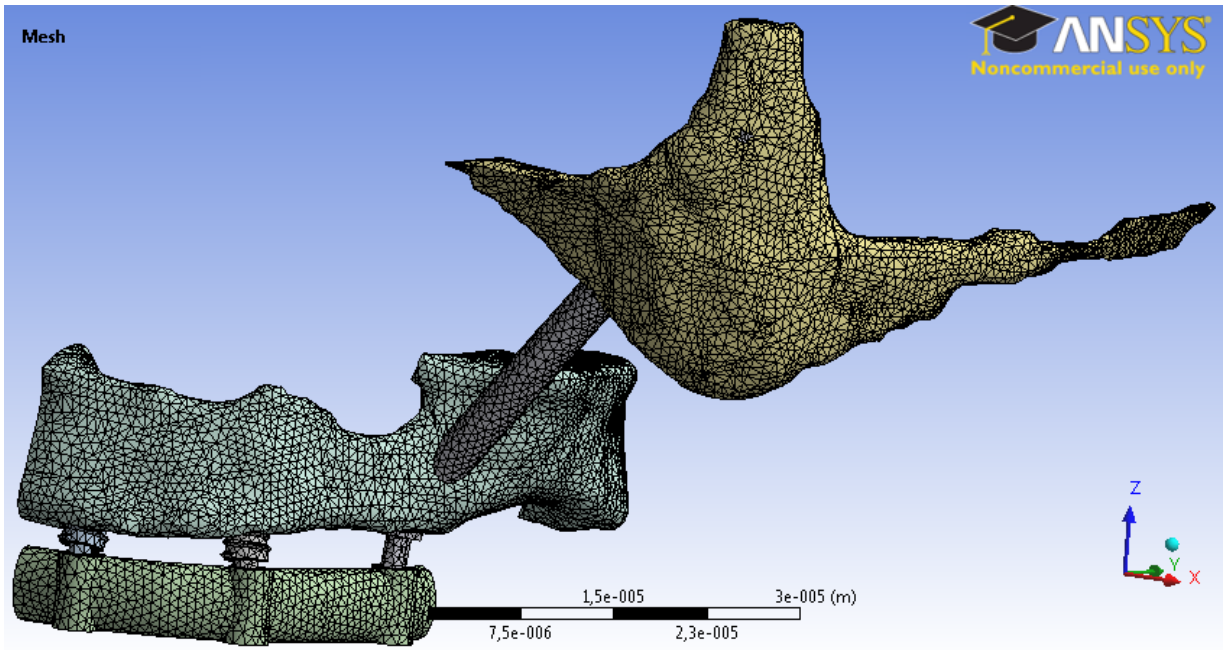


Figura 10.5 Modelo mallado importado en ANSYS Workbench, detalle de estructuras trabeculares.

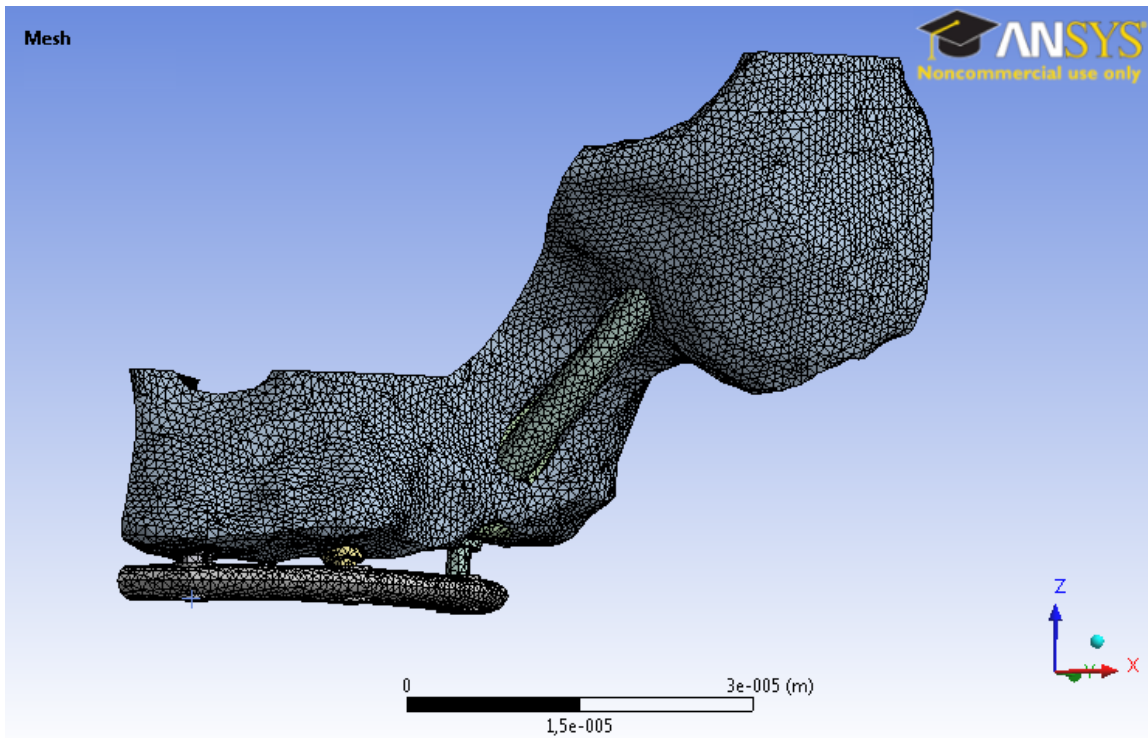


Figura 10.6 Modelo cortado y reparado, mallado importado en ANSYS Workbench, con estructura elíptica 3x6.

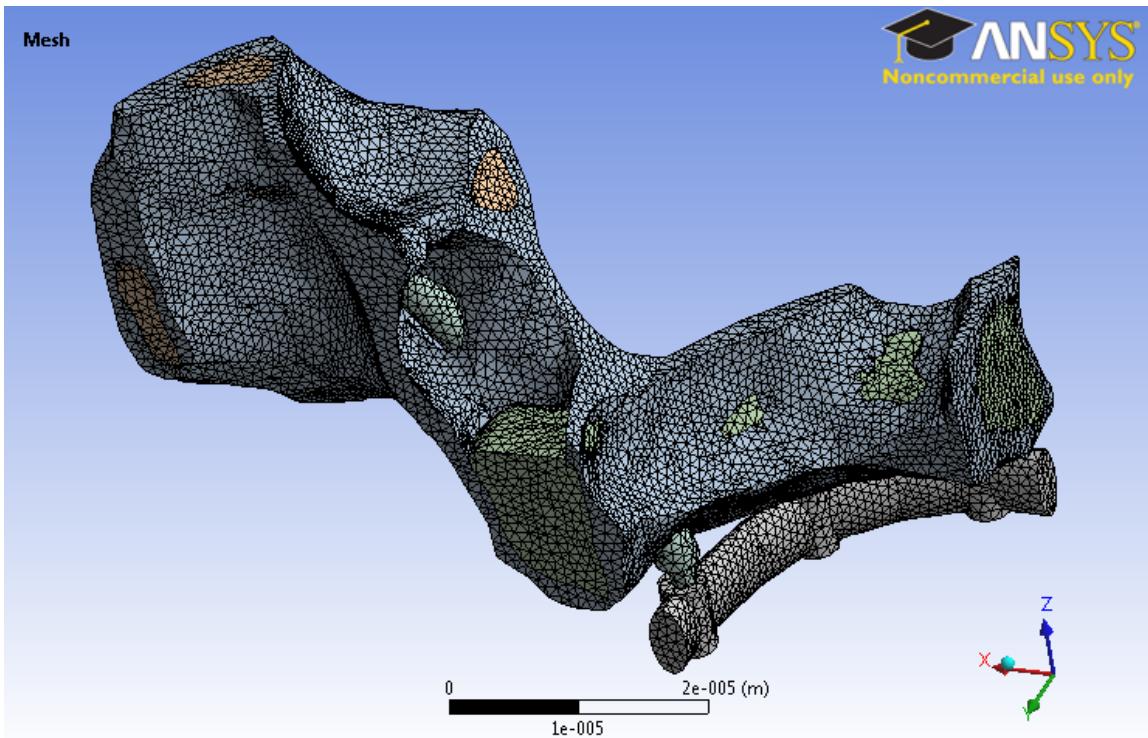


Figura 10.7 Modelo cortado y reparado, mallado importado en ANSYS Workbench, con estructura elíptica 6x3.

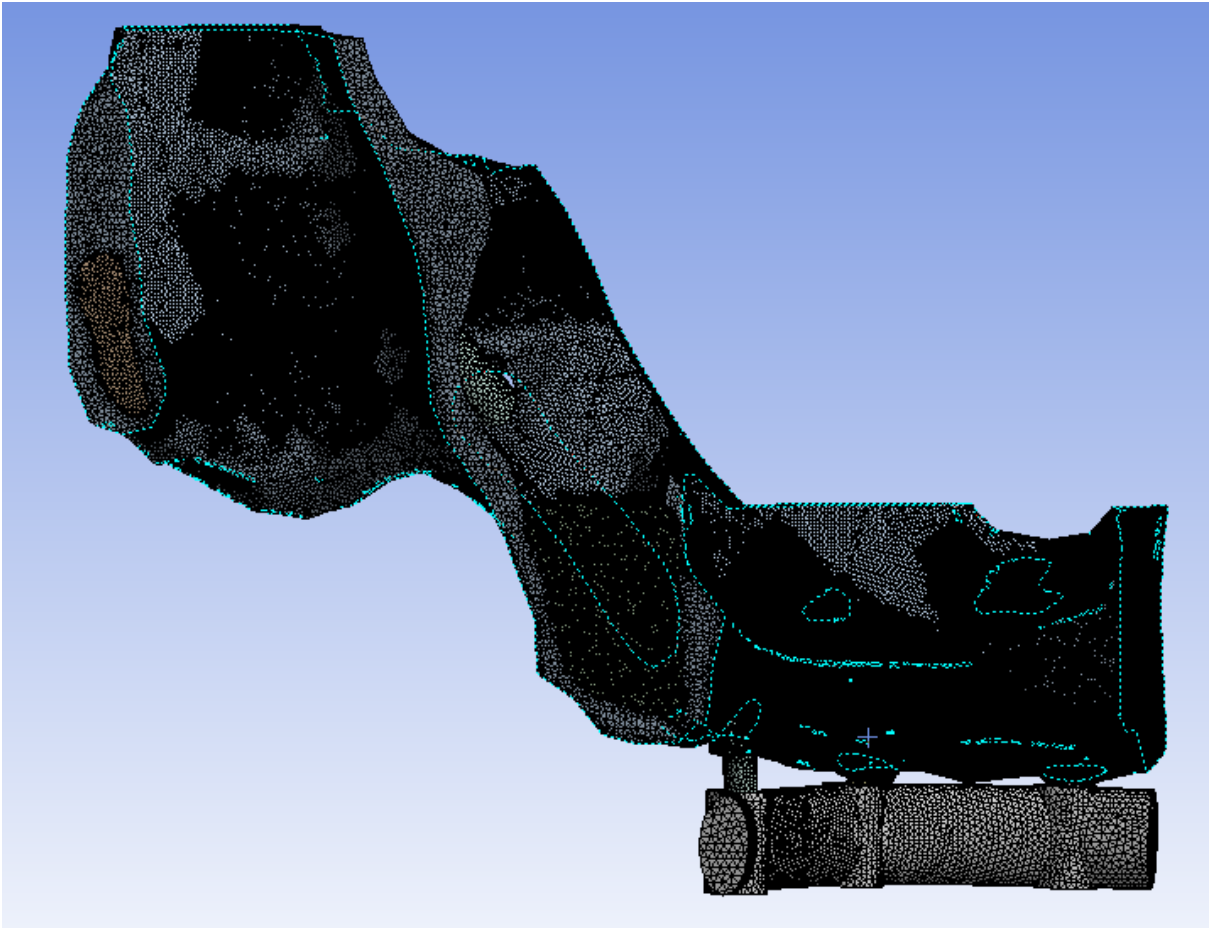


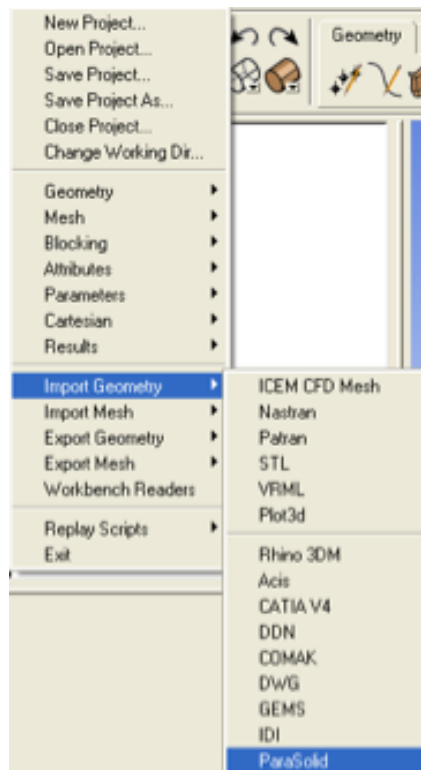
Figura 10.8 Modelo cortado refinamiento en zonas de contacto muy fino, aproximadamente 3 millones de grados de libertad, mallado importado en ANSYS Workbench, con estructura elíptica 6x3.

Anexo C: Tutorial ICEM CFD

El programa para mallado de ANSYS se encuentra en la carpeta *ANSYS 13 subcarpeta Meshing*.

Se crea un nuevo proyecto *File -> New Project* y se guarda en el directorio deseado para que los archivos se puedan escribir y leer.

Se importa la geometría *File -> Import Geometry -> ParaSolid*, en este caso desde un programa CAD mecánico.

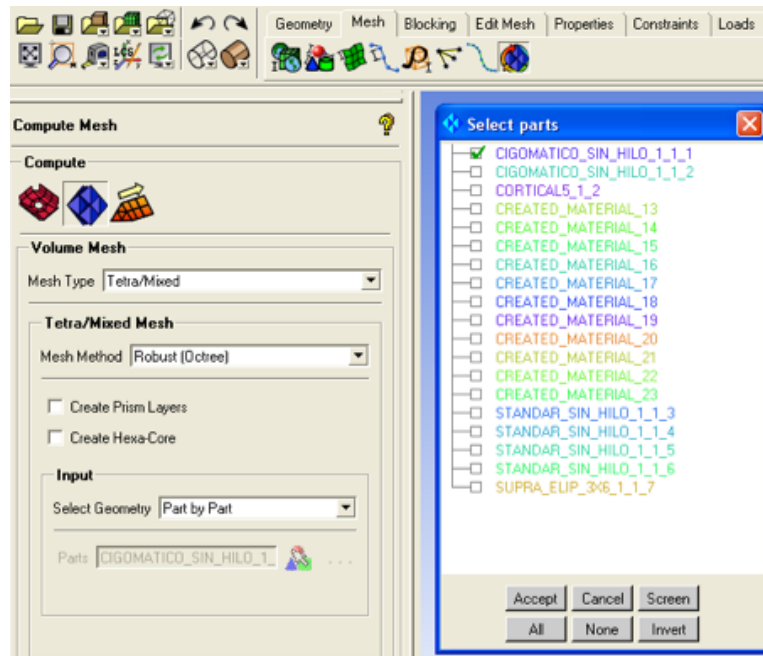


Luego en la pestaña *Mesh -> Part Mesh Setup* se selecciona el tamaño máximo de elemento, el tamaño mínimo, Ratio y se selecciona *Apply*.



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.

También se puede refinar la malla de superficie en *Mesh -> Surface Refinement*



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 **mallado**.

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

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

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

Este procedimiento genera un archivo llamado **mallado.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: Superficies Problemáticas

A continuación se puede ver un ejemplo de las superficies problemáticas advertidas al importar los modelos a ANSYS FEModeler, una de las dificultades responsables de no obtener resultados en las simulaciones. Principalmente se trata de las superficies o fronteras entre la estructura ósea cortical y las trabeculares como también en las perforaciones de implantes, específicamente las geometrías donde está presente el hilo. Estas situaciones se encontraron para los modelos completos o medio modelos considerando fases cortical y trabecular separados, comparar con modelos vistos en las figuras 10.3 a la 10.8.

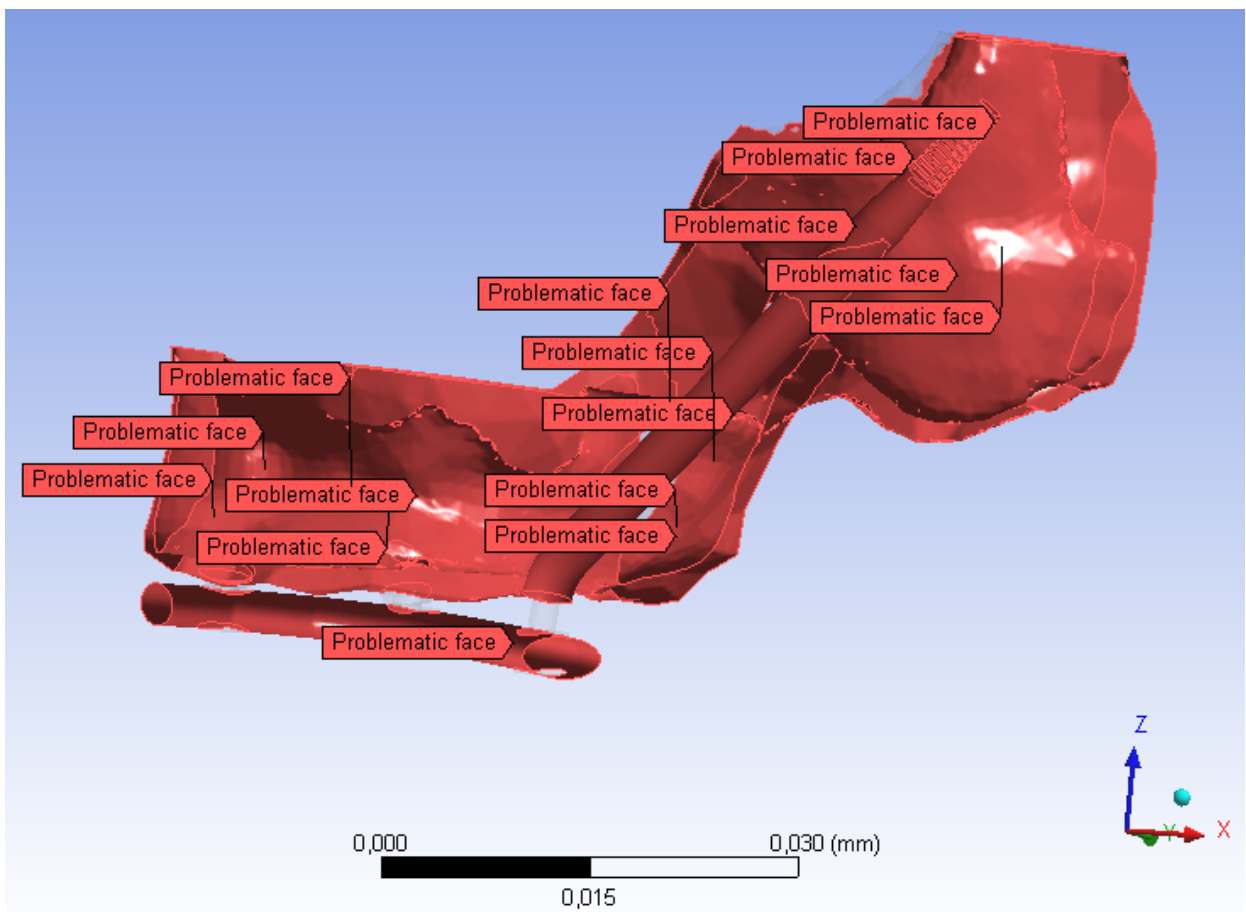


Figura 10.9 Ejemplo de superficies problemáticas al importar modelo en ANSYS.

Anexo E: Casos con penetración de punta de implante en cortical

En la práctica usualmente se aplican o intentan utilizar implantes penetrando cierta cantidad de tejido cortical con la punta, lógicamente buscando menores micromovimientos lo que genera una estabilidad mayor en el sistema.

Con el propósito de estudiar la influencia que tiene la cantidad de tejido cortical penetrado con la punta del implante, en este trabajo se presentan resultados para una serie de casos.

En la metodología odontológica los casos se estudian gracias a la información de la escala de grises entregada por el TAC, en estas imágenes no se observa una frontera cortical-trabecular definida sin embargo se entrega la densidad del tejido óseo para cualquier posición. De esa manera se conoce a que profundidad se tiene con certeza la densidad correspondiente a hueso cortical de determinado grado o calidad. De acuerdo a esta metodología el estudio tratado a continuación se basa en avance de penetración en [mm].

Durante la generación de geometrías, particularmente en la etapa del posicionamiento de los implantes se evidenciaron penetraciones del implante en cortical. En la figura 10.10 se puede ver como parte de la punta o parte del hilo del implante traspasa la frontera del cuerpo trabecular representado en azul, de manera que penetra en el cuerpo cortical.

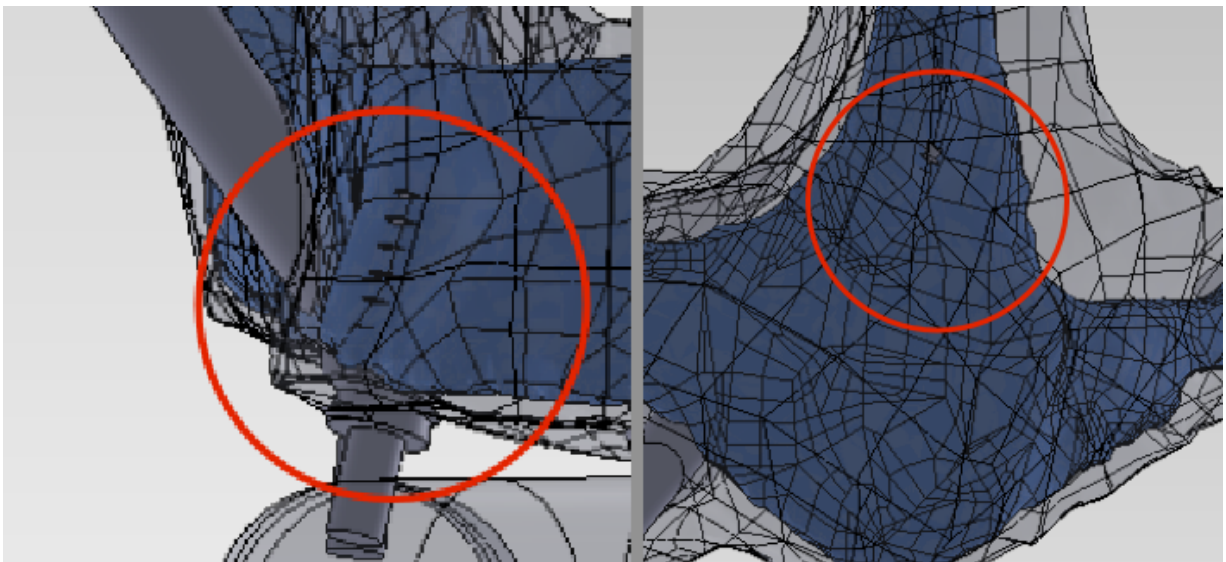


Figura 10.10 Casos de penetración en cortical vistos en ensamble de geometrías.

Se estudiaron dos clases de penetración, la primera corresponde al caso en que el implante ingresa a la zona cortical en forma perpendicular o penetrando el plano de la frontera cortical-trabecular; la segunda comprende un plano de la frontera cortical-trabecular en un ángulo de

45°, por lo que se tiene una penetración oblicua en cortical. Para definir los casos se propone la nomenclatura de plano en 0° o 45° para estas clases y el parámetro “D” que corresponde a la distancia entre la punta del implante y el plano.

La geometría para estas simulaciones consta de un ortoedro de dimensiones 40 [mm] de ancho, 40 [mm] largo y 20 [mm] de alto, en el centro de la cara superior es insertado un implante tipo estándar. La fase de hueso cortical comprende un cascarón de 2 [mm] de espesor en los laterales y el superior y la fase de hueso trabecular está contenida al interior con dimensiones 36 [mm] de ancho, 36 [mm] largo y de alto variable. El tejido óseo cortical está representado en gris y el trabecular en gris oscuro.

En las siguientes imágenes se presentan a modo de ejemplo algunas de las diferentes configuraciones de implante estudiadas, con el objeto de ilustrar el tipo de modelos estudiados.

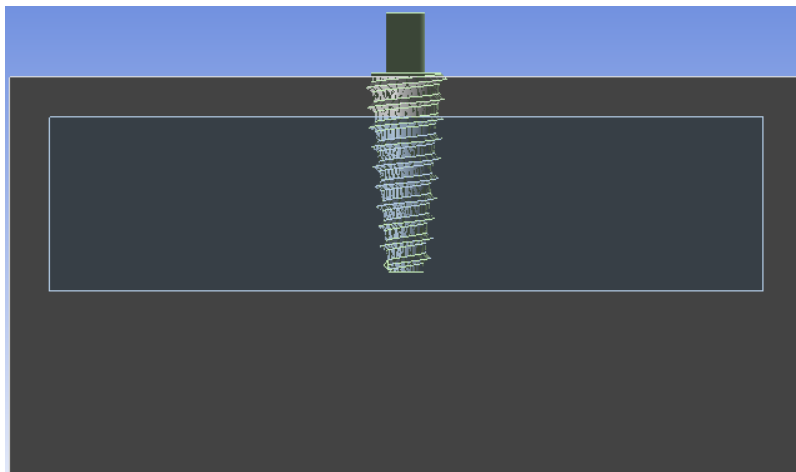


Figura 10.11 Caso plano en 0° con $D = -1$ [mm].

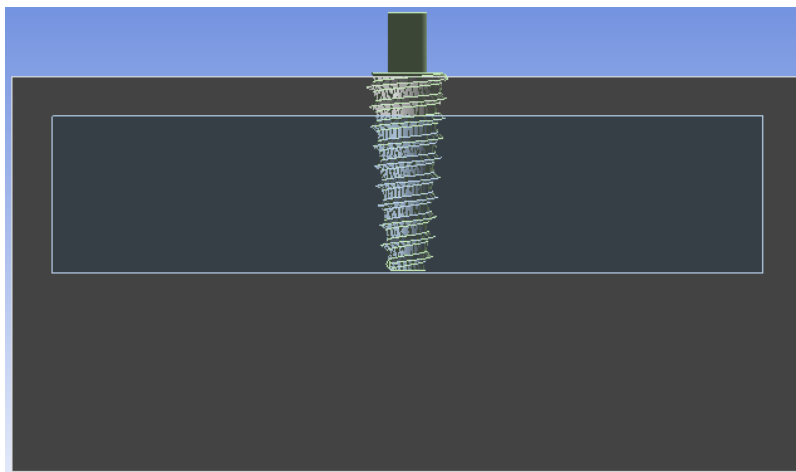


Figura 10.12 Caso plano en 0° con $D = 0$ [mm].

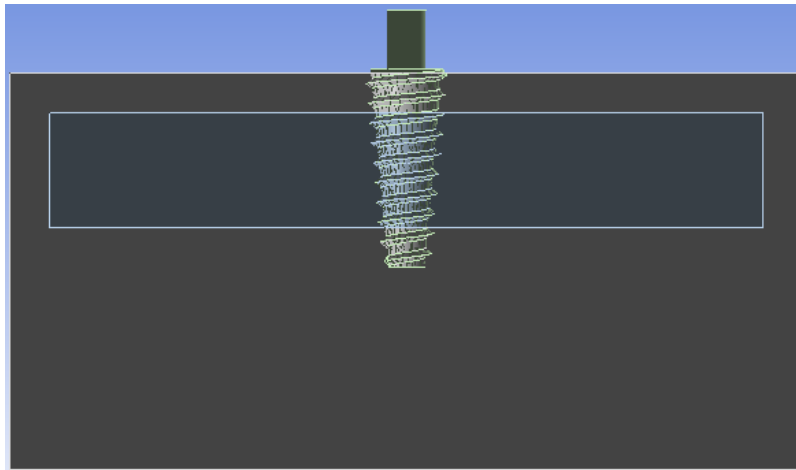


Figura 10.13 Caso plano en 0° con $D = 2$ [mm].

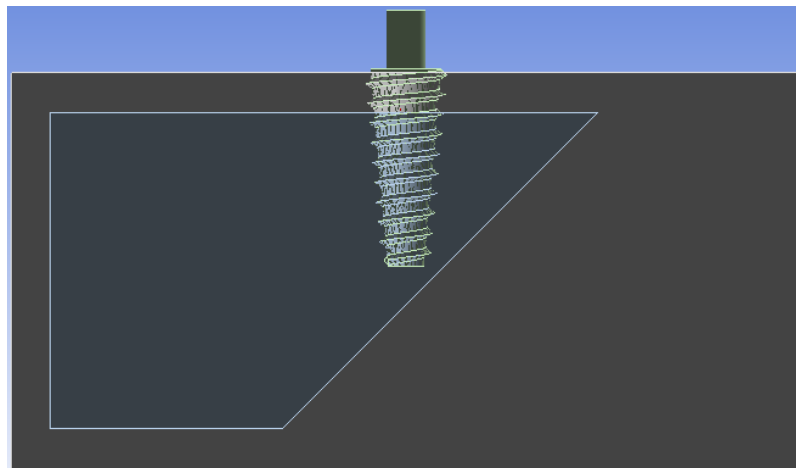


Figura 10.14 Caso plano en 45° con $D = -1$ [mm].

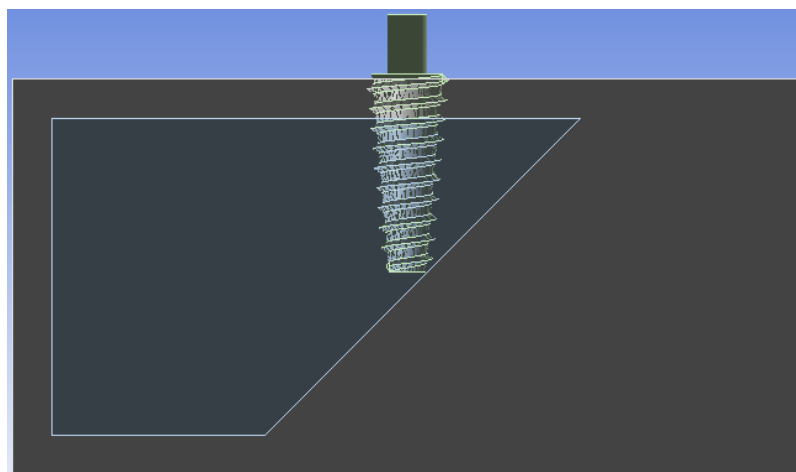


Figura 10.15 Caso plano en 45° con $D = 0$ [mm].

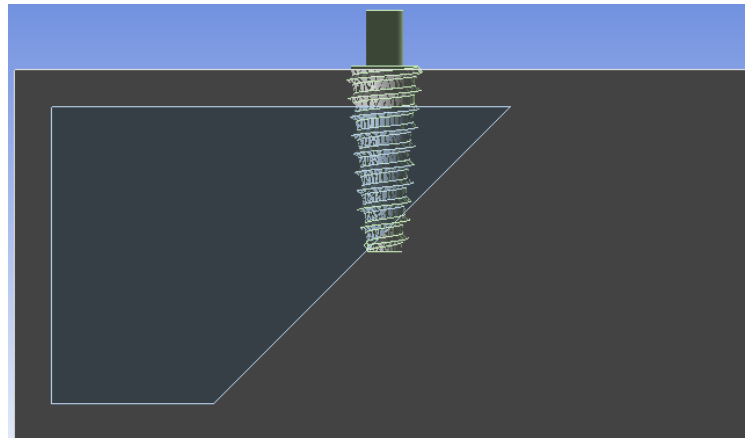


Figura 10.16 Caso plano en 45° con $D = 1,9$ [mm]. (intersectando aprox. otro extremo de la punta).

Es interesante notar que para los casos donde la punta del implante está cerca de la zona cortical el micromovimiento es mayor que incluso el caso estándar donde no hay presencia cercana de tejido cortical en la punta del implante. Esto seguramente tiene relación con el plano de frontera cortical-trabecular y evidencia una limitante de este tipo de aproximación a la realidad en estas simulaciones.

Para el caso en 45° y $D= 2,5$ y $D= 3$ se ve un aumento significativo del Micromovimiento máximo, esto se explica por problemas de singularidad entre la frontera cortical-trabecular y el hilo del implante como se puede ver en una representación exagerada de deformación en la figura 10.22.

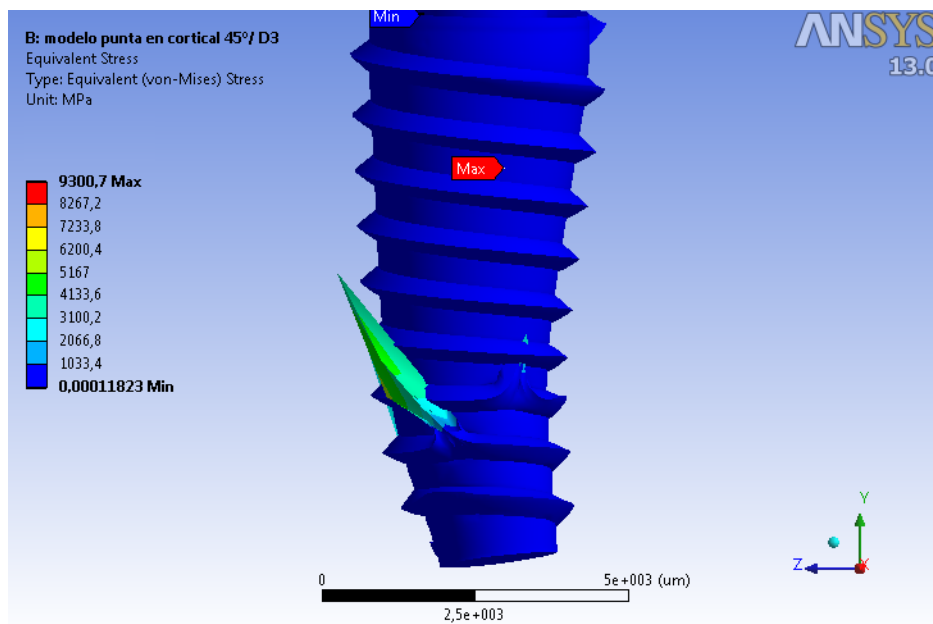


Figura 10.17. Problemas de singularidad entre la frontera cortical-trabecular e hilo del implante.

Para intentar solucionar este comportamiento indeseado se utiliza un tipo de hilo alternativo aplanado como el que se ve en la figura 10.23. De esta forma se obtienen comportamientos como el visto en la figura 10.24 para la mayoría profundidades de penetración estudiadas,

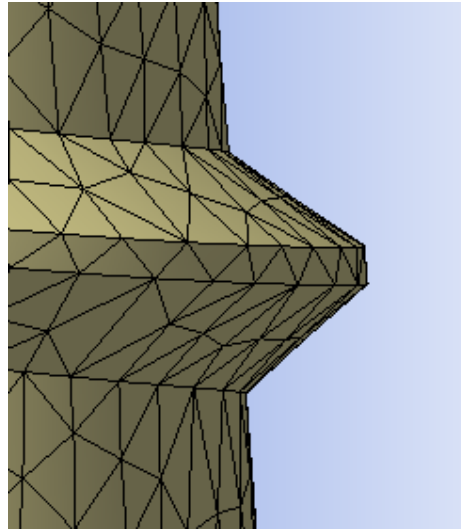


Figura 10.18. Hilo aplanado mostrado en sección de modelo mallado del implante.

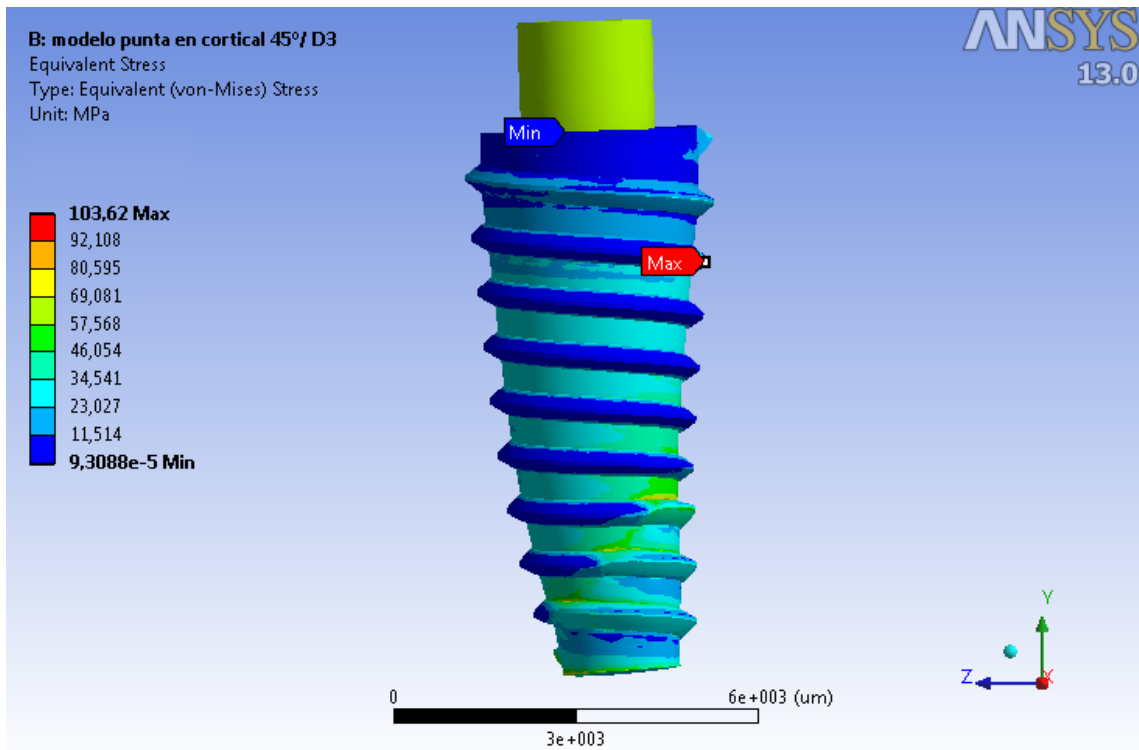
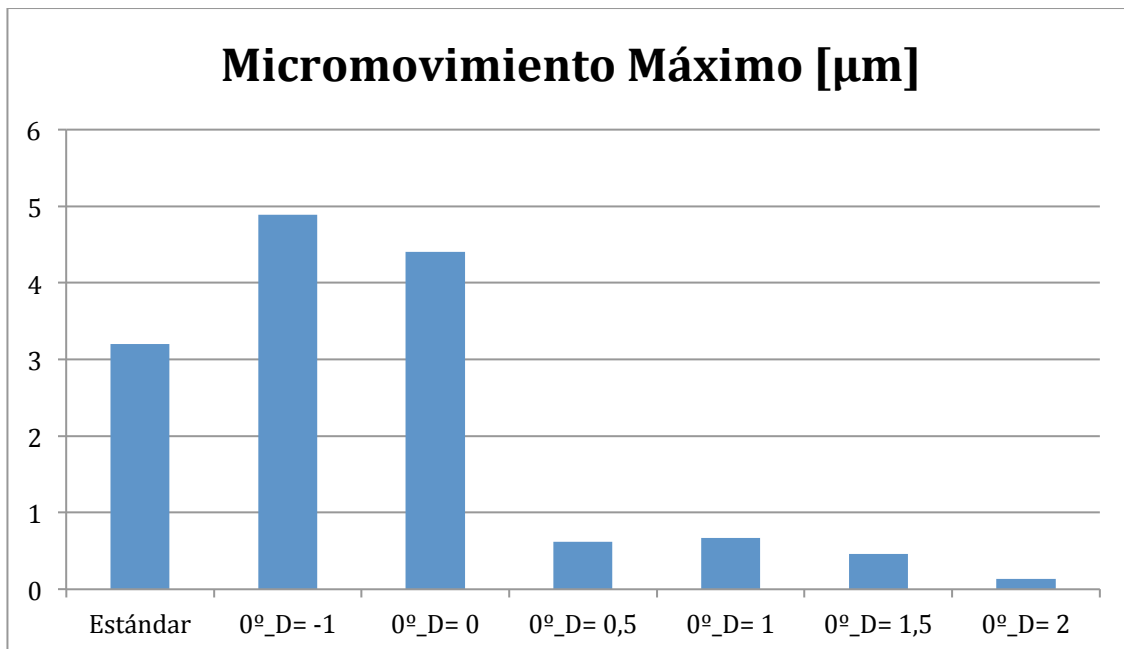
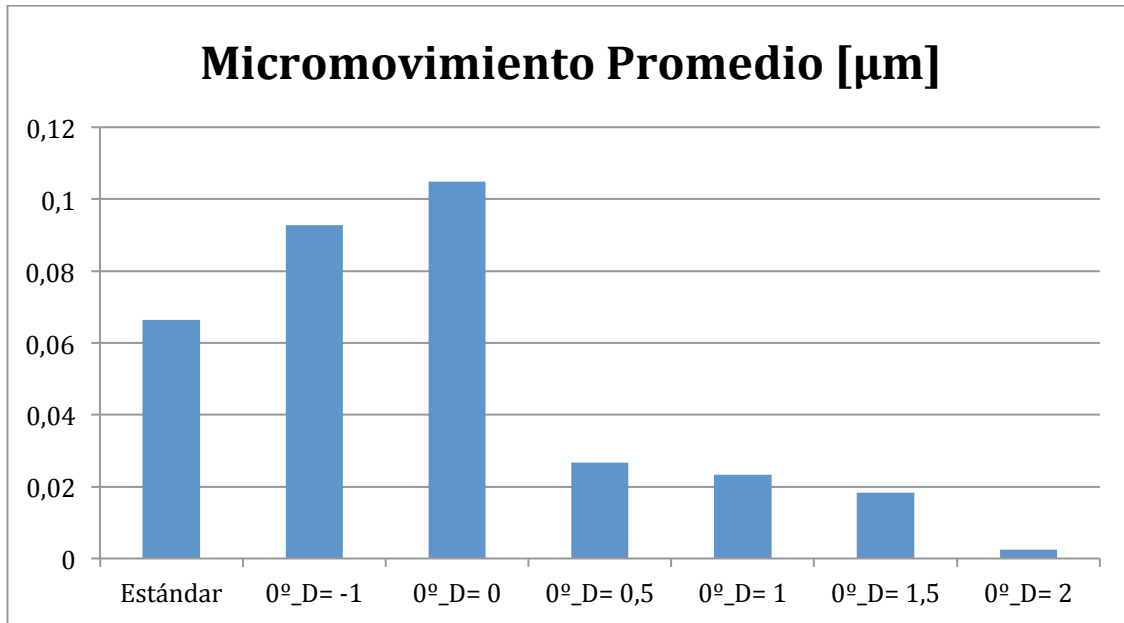
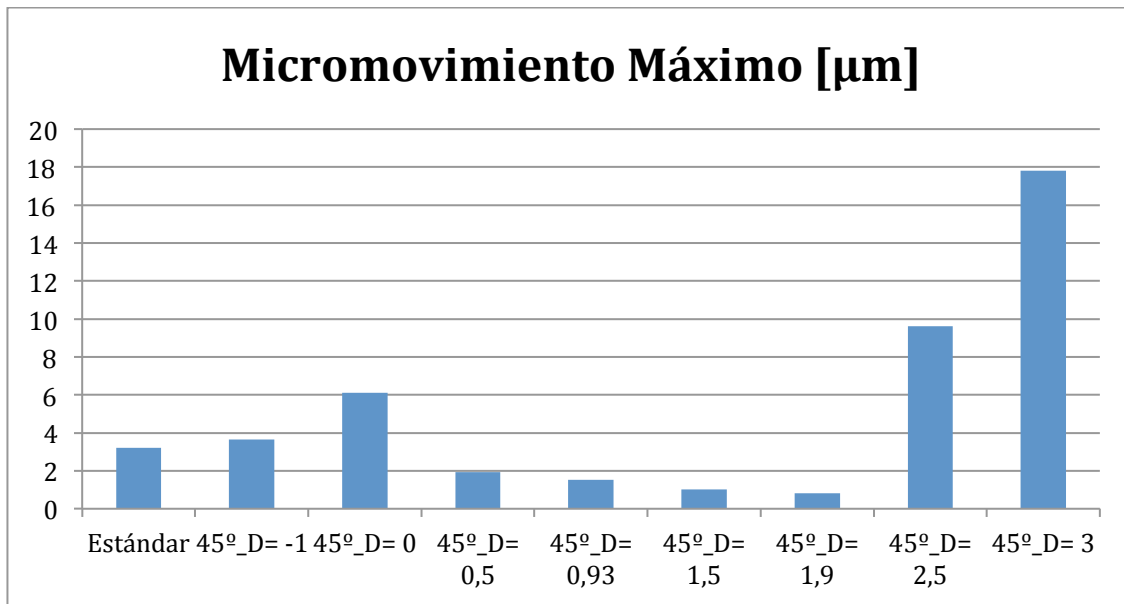
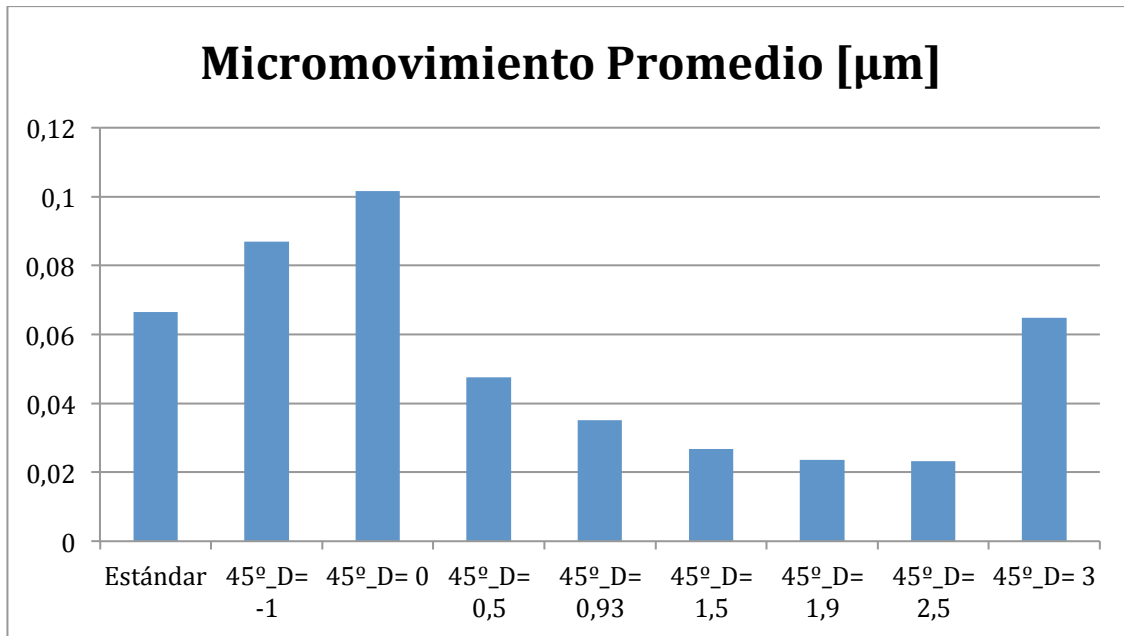


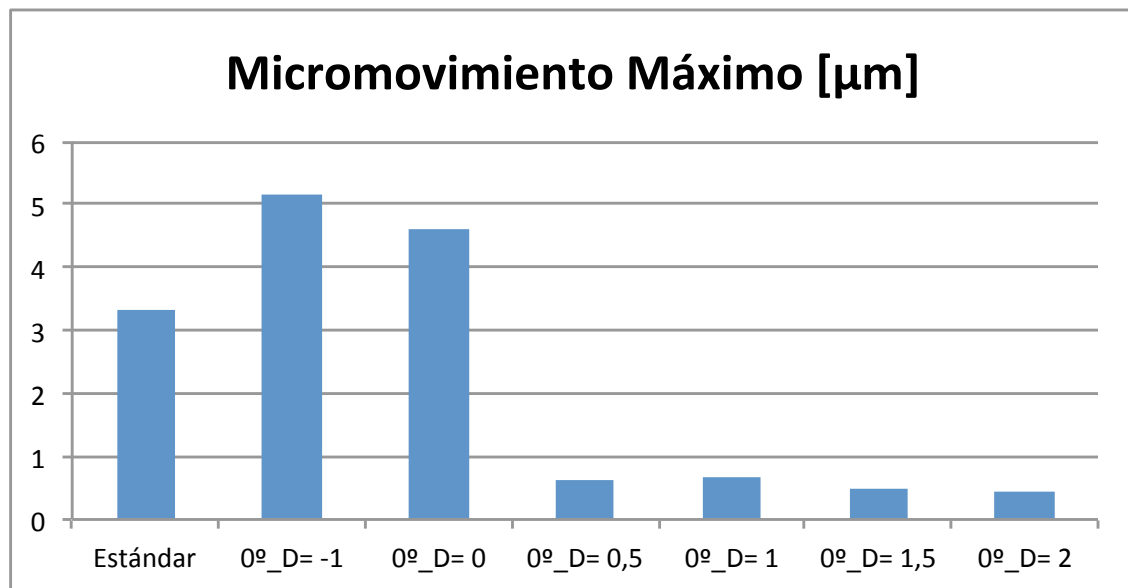
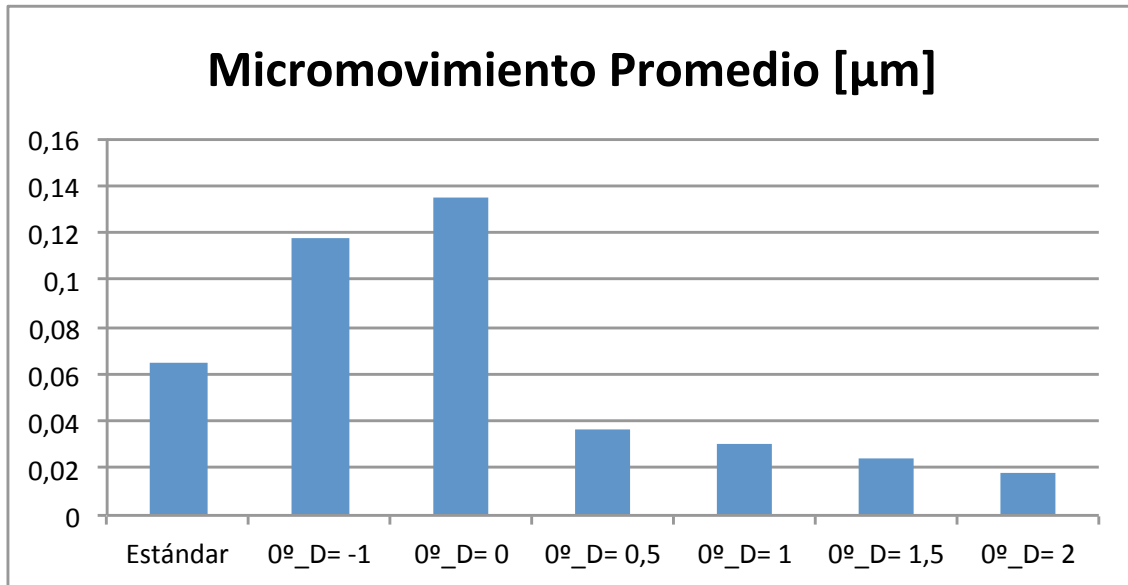
Figura 10.19. Problemas de singularidad solucionados para entre la frontera cortical-trabecular e hilo del implante del caso punta en cortical con plano en 45° y penetración $D=3$.

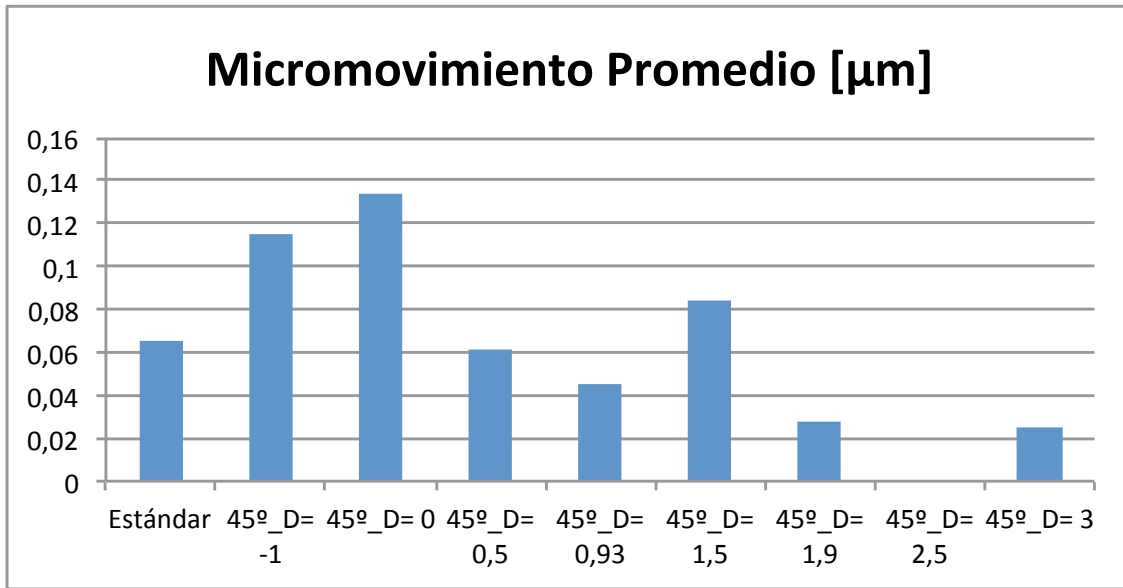
Resultados Micromovimientos para casos con penetración en cortical utilizando implante con hilo en punta.



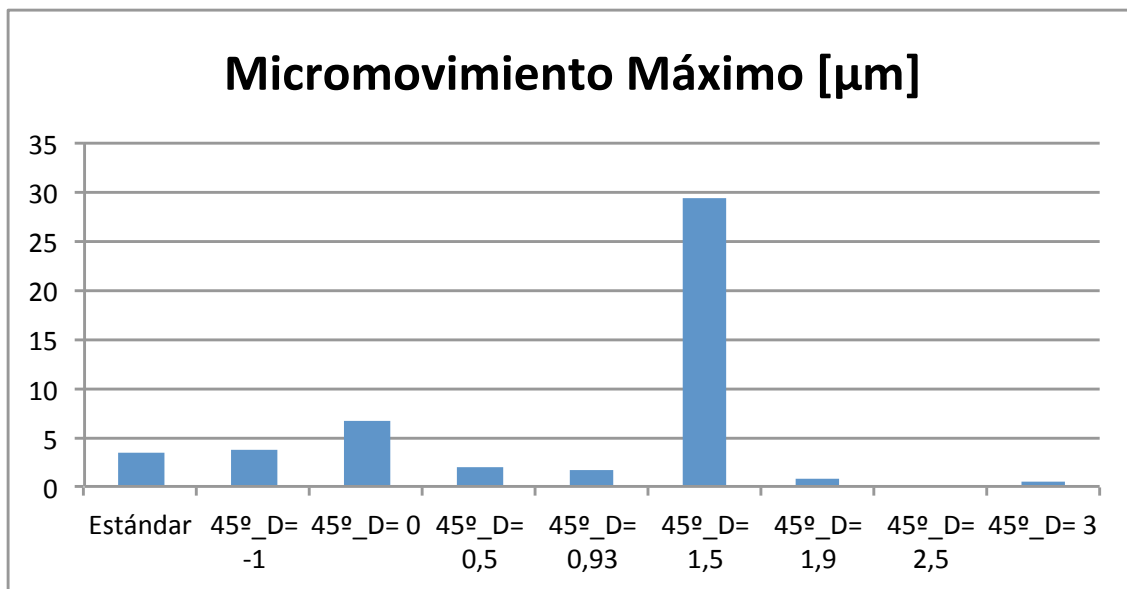


Resultados Micromovimientos para casos con penetración en cortical utilizando implante con hilo aplanado.





Para el caso con plano en 45° y penetración D= 2,5 [mm] la simulación no convergió a pesar de probar distintas configuraciones para el solver, esto evidencia que aún existen problemas puntuales que provocan errores de gran magnitud asociados a superficies de contacto.



Para la mayoría de los casos reales, ocurre de manera más frecuente una penetración en cortical con ángulo oblicuo, por lo que los casos expuestos con plano en 45° son de mayor incidencia. En las geometrías estudiadas también se da con mayor frecuencia la penetración oblicua, este es el motivo que implica algunas dificultades encontradas para el tipo de modelos de sistema implante considerando fase cortical y trabecular como cuerpos geométricos distintos unidos con condiciones de borde de fijación perfecta. Lo más probable es que a pesar de utilizar los

distintos tipos de hilo se hayan encontrado puntos problemáticos lo que resultó en la no convergencia de las simulaciones.

Casos hilo de implante en frontera de fases cortical-trabecular

Se realizan estudios con modelos simples de tipo ortoedro para configuraciones de fases trabecular cortical de acuerdo a las siguientes imágenes, para los que existen diversas dificultades para obtener simulaciones satisfactorias. En reiterados intentos las simulaciones no convergían por problemas relacionados con el hilo en la frontera de fases. Al utilizar mallados con refinamiento se logran solucionar estos inconvenientes pero no para todos los casos. Lo anterior pone en evidencia lo complejos que son algunos detalles geométricos para la resolución de este tipo de problemas.

